

## บทที่ ๕

การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

### ๕.๑ การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

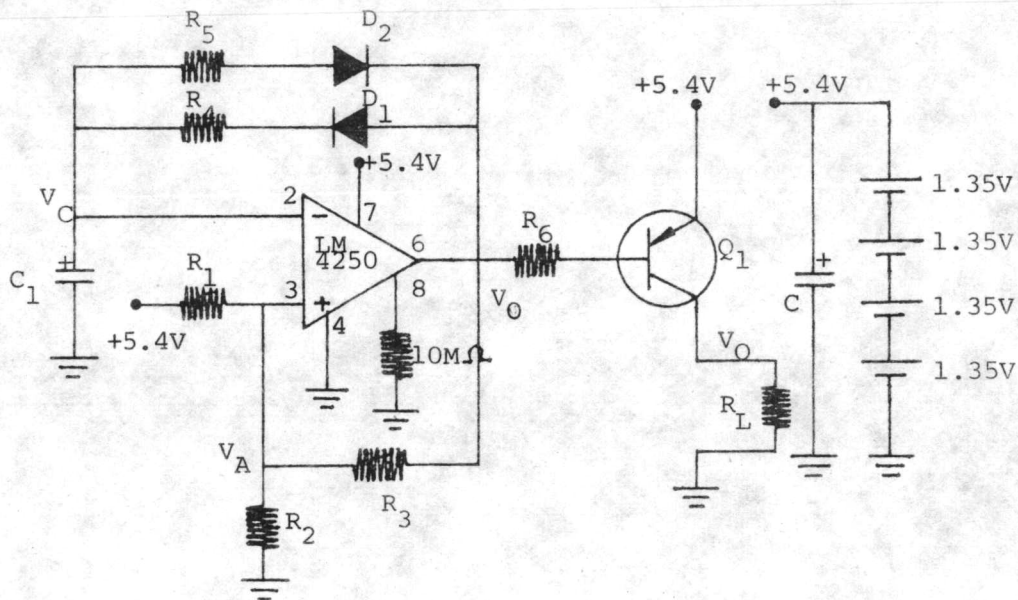
ในการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่ในวิทยานิพนธ์นี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการวิจัยมาตั้งแต่ปีพ.ศ.๒๕๒๑ จนถึงพ.ศ.๒๕๒๓ โดยได้ทำการศึกษาวงจรการทำงานของเครื่องรุ่นต่าง ๆ นำมาวิเคราะห์เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบวงจรนำวงจรที่ออกแบบได้มาทดสอบในห้องปฏิบัติการ และในสภาพแวดล้อมใกล้เคียงสภาพความเป็นจริง โดยได้ทำการสร้างเป็นเครื่องต้นแบบ จำนวน ๖ เครื่อง ทำการทดลองหาคุณสมบัติทางไฟฟ้า ในขณะที่เดียวกันได้สร้างรูปจำลองเครื่องทำด้วยสารที่ใช้ในการหล่อแบบ โดยยังไม่ใส่วงจรเข้าไปในรูปจำลอง ทำการผ่าตัดฝังไว้ใต้ผิวหนังของสุนัขทดลอง เพื่อทำการทดสอบหาปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อเมื่อมีสิ่งแปลกปลอมเข้าไปอยู่ ใช้เวลาในการทดสอบ ๔ เดือน ในขั้นสุดท้ายของการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่ ได้ทำการทดลองเครื่องกับผู้ป่วยที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก จำนวน ๒ ราย โดยทำการทดลองให้ผู้ป่วยใช้เครื่องแบบติดภายนอกร่างกาย เป็นระยะเวลา ๔ เดือน แล้วนำเครื่องกลับมาทดสอบอีกครั้ง เพื่อหาความผิดพลาดเมื่อเครื่องได้ใช้งานกับผู้ป่วย

จากการออกแบบวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ในบทที่ ๔ ได้วงจรสมมุติดังแสดงในรูป ๕.๑

นำวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ ซึ่งได้ออกแบบไว้ตามวงจรรูป ๕.๑ และบทที่ ๔ มาทำการทดสอบหาข้อมูล ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร โดยทำการสร้างวงจรในรูป ๕.๑ บนแผ่นทดลอง (protoboard)

#### ๕.๑.๑ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในห้องปฏิบัติการ

จากการสร้างวงจรในแผ่นทดลอง ทำการวัดลักษณะและคุณสมบัติวงจร เครื่องควบคุม

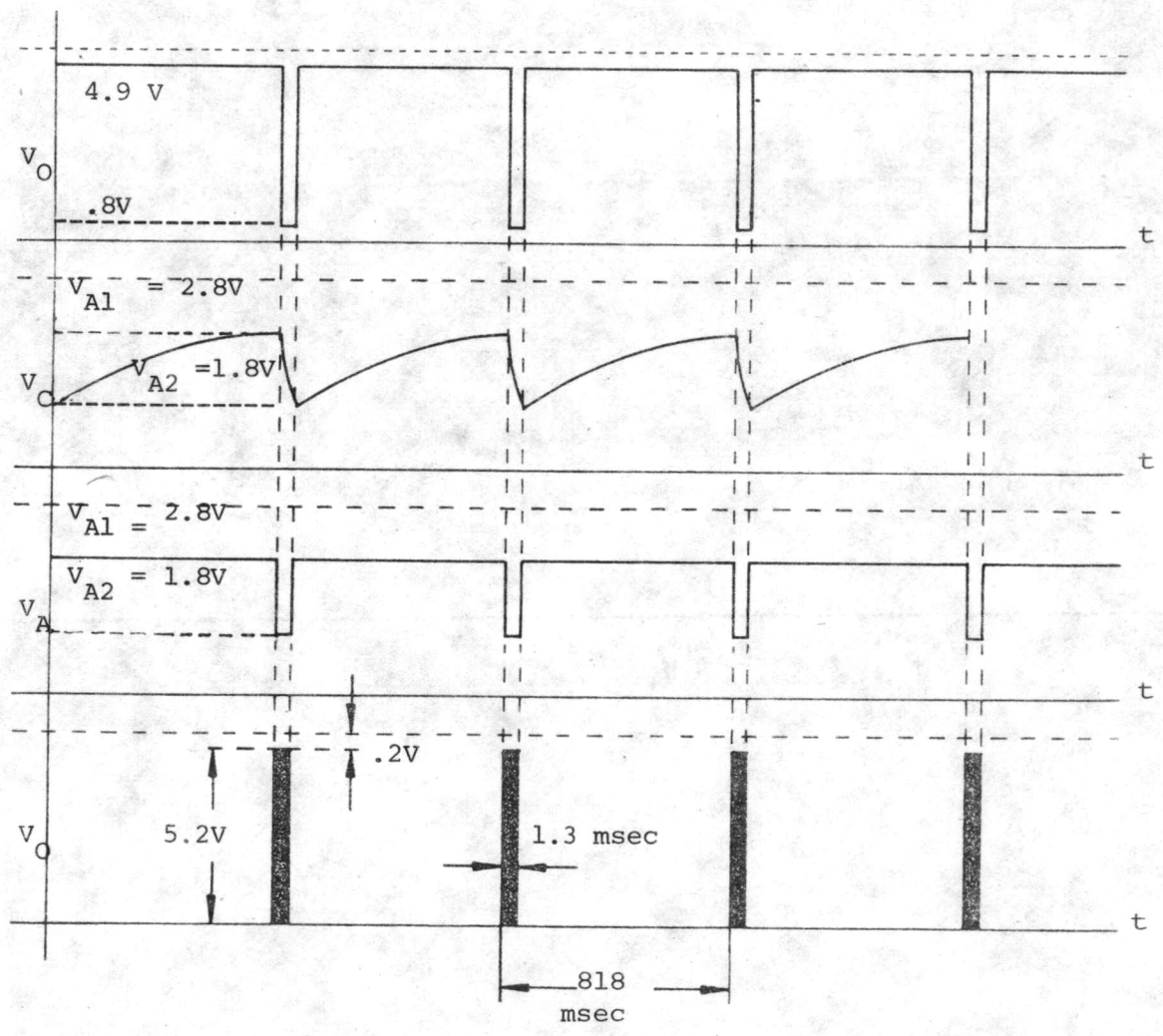


รูป ๔.๑ วงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่  
ที่ได้ออกแบบไว้แบบที่ ๔

จังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ดังแสดงในตารางที่ ๔.๒ พร้อมวัดแรง  
ดันไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ของวงจร แสดงในผังจังหวะเวลา รูปที่ ๔.๓

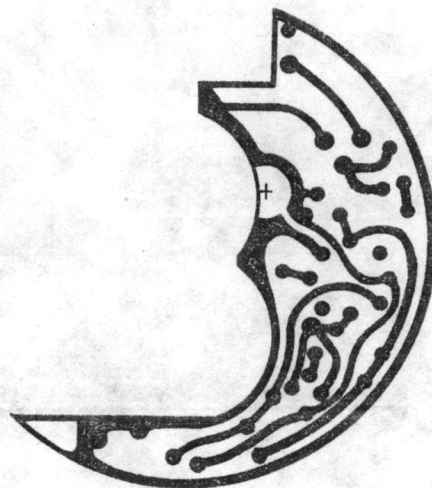
Voltage Supply	R	Pulse Amp	Pulse current	Pulse duration	Rate	current drain no load	current drain on load	Total average current Drain
5.4 V	10MΩ	5.2 V	10.4mA	1.3msec	73BPM	3 μA	12 μA	15 μA

ตารางที่ ๔.๒ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการ  
เต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่



รูปที่ ๔.๓ แรงดันไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่

๕.๑.๒ การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ต้นแบบ  
 การสร้างเครื่องต้นแบบในทางปฏิบัตินั้น หลังจากทดลองได้ผลเป็นที่พอใจแล้ว จึง  
 นำวงจรไปออกแบบวงจรพิมพ์ดังรูป ๕.๔ เสร็จแล้วนำไปแช่น้ำยาเคมีที่มีส่วนผสมของเฟอริก

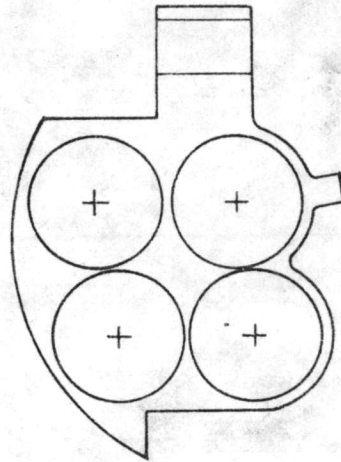


รูปที่ ๕.๔ วงจรพิมพ์ของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตรา  
 เต้นคงที่

คลอไรด์ในอัตราส่วนเฟอริกคลอไรด์ ๑ กิโลกรัมต่อน้ำ ๑ ลิตร น้ำยาจะกัดเอาทองแดงส่วนที่  
 ไม่ต้องการออกเหลือแต่ส่วนที่ต้องการไว้นำไปล้างให้สะอาด จึงนำไปเจาะรูเพื่อใส่ค่าอุปกรณ์  
 ต่าง ๆ แล้วทำการ บัดกรี จากนั้นนำมาทดสอบอีกครั้งจนแน่ใจว่าวงจรสามารถทำงานได้เหมือน  
 ที่ทดลองบนแผ่นทดลอง

ในขั้นต่อไปต้องออกแบบที่ใส่แบตเตอรี่ ขนาด ๔ ก้อน โดยออกแบบรูปร่างที่เหมาะสม  
 สมกับวงจรพิมพ์ที่ออกแบบไว้ เพื่อให้ได้รูปทรงที่กระชับรัดกุมใช้แผ่นพลาสติกหนา ๑.๗  
 เซนติเมตร เจาะรูและตัดให้เป็นรูปตามแบบใน รูปที่ ๕.๕ เมื่อเจาะและตัดพลาสติกได้  
 รูปตามต้องการ นำเซลล์ Mercury-Oxide silver ขนาด ๑.๓๕ โวลต์ จำนวน ๔ ก้อน มา  
 ใส่โดยต่อขั้วระหว่างแบตเตอรี่ด้วยโลหะนำไฟฟ้าทำด้วยทองแดง ติดกาวเชื่อมโลหะ Silver  
 Epoxy เบอร์ ๔๘๒๒ Dupont Conductor Composition อัดขั้วแบตเตอรี่ด้วยแผ่น

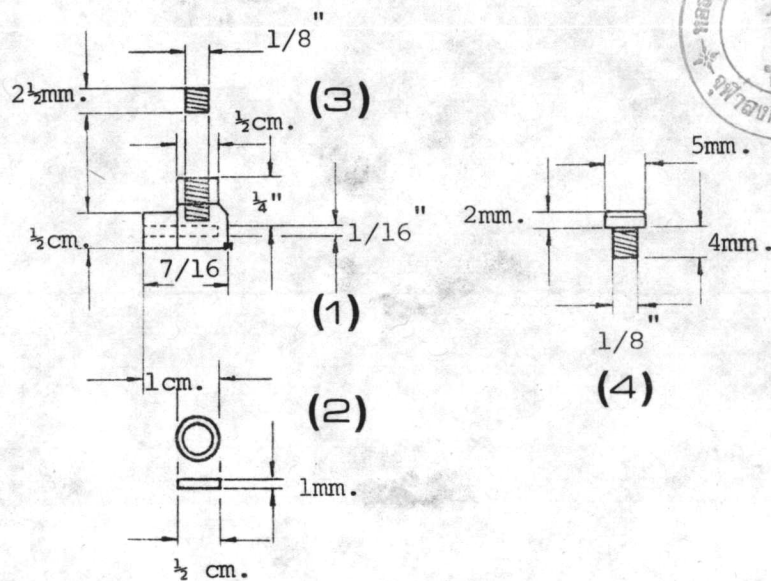
พลาสติกบางหนา ๑ มิลลิเมตร ทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ใช้ฉีดสกรู เกลียวปล่อยยึดอีกครั้งให้แน่น ทำการเชื่อมขอบพลาสติกทุกด้านให้แน่นโดยใช้น้ำยาติดแผ่นพลาสติก (100% Adhesive solution)



รูปที่ ๕.๕ ที่ใส่แบตเตอรี่ขนาด ๔ ก้อน ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

การออกแบบขั้วต่อของสายต่อ ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่เลือกใช้สายต่อแบบใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียมและเลือกใช้ฮี เล็คโตรดแบบสองขั้ว ขั้วต่อของสายต่อถูกออกแบบโดยใช้ทองเหลืองนำไปกลึงและเจาะรูเป็นเกลียว พร้อมกันนั้นได้ทำ น็อต เกลียวปล่อยแบบไม่มีหัว เพื่อใช้ยึดให้สายต่อติดแน่นกับขั้วต่อโดยใช้ทองเหลือง เป็นวัสดุ สำหรับ น็อตที่จะใช้ใส่ปิดขั้วต่อ ใช้แท่งเทฟลอนทรงกลมมาทำการกลึง เป็นหัวน็อตพร้อมทำ เกลียวชนิดปล่อย ในด้านการออกแบบขั้วต่อมิให้ของเหลวซึมผ่าน เข้าไปได้ ได้ทำการออกแบบแหวนยาง เพื่อใส่ใน ขั้วต่อกันการซึมของของเหลว ดังรายละเอียดได้แสดงในรูป ๕.๖

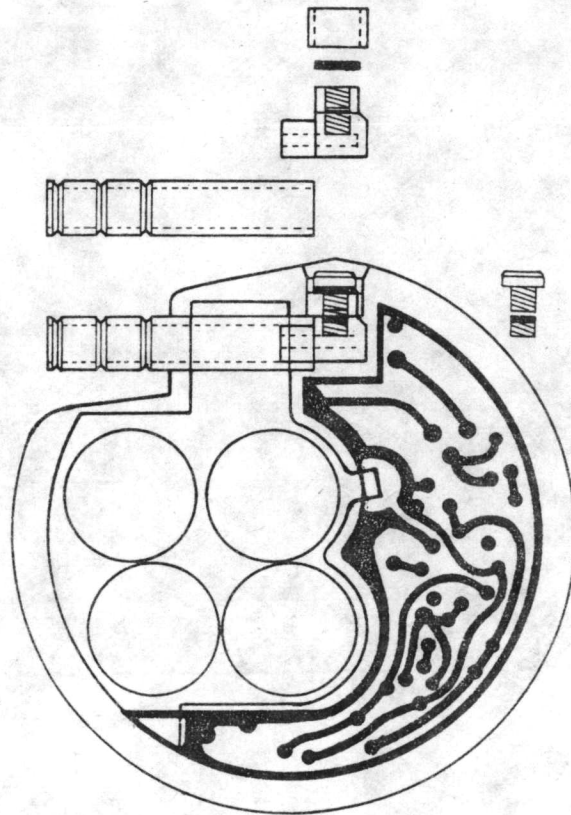
การออกแบบปลอกยางเพื่อสวมติดกับขั้วต่อที่เป็นโลหะ ในขั้นตอนออกแบบไว้ว่าจะใช้ เทคนิคในการหล่อยางซิลิโคน ให้ออกมาเป็นลักษณะหลอด แต่เนื่องจากวิธีการดังกล่าวกระทำ ได้ ยาก และต้องใช้เครื่องมือในการหล่อสลัซับซ้อน ในการวิจัยได้นำเอาหลอดยางซิลิสติค



รูป ๔.๖ รายละเอียดแบบแปลนการออกแบบขั้วต่อของสายต่อ ซึ่งประกอบ  
ด้วย ขั้วต่อโลหะ(๑) แหวนยาง(๒) นี้อติดสายต่อ(๓)  
และนี้อปิดขั้วต่อ(๔)

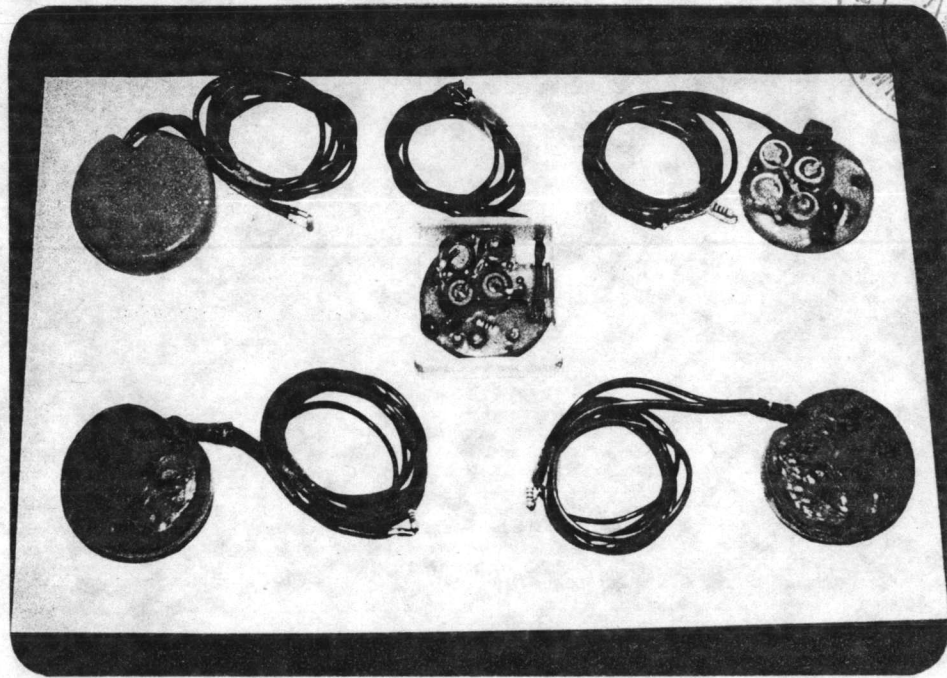
ซิลิโคน ชนิด Medical grade tubing มาใช้แทน ลักษณะของหลอดยางมีลักษณะคล้ายหลอด  
กาแฟอ่อนตัว เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ ๔ มิลลิเมตร ทน ๑ มิลลิเมตร ไม่มีสารพิษที่จะ  
เป็นอันตรายต่อร่างกาย ทั้งนี้เพราะหลอดยางชนิดนี้ใช้ในการแพทย์อยู่แล้ว อาทิ เช่น ใช้  
เป็นหลอดดูดเสมหะ เป็นต้น เมื่อทำการออกแบบชิ้นส่วนต่าง ๆ ของเครื่องควบคุมจังหวะการ  
เต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ตลอดจนทำชิ้นส่วนต่าง ๆ เป็นที่เรียบร้อย ก็นำชิ้น  
ส่วนต่าง ๆ มาประกอบกันเป็นเครื่องสำเร็จ ตามแบบแปลนในรูป ๔.๗

หลังจากการนำเอาชิ้นส่วนมาประกอบเรียบร้อย ก็นำเอาไปหล่อด้วยกาวอีพ็อกซี  
เพื่อให้เป็นรูปร่างตามที่ต้องการ กาวอีพ็อกซีที่ใช้เป็นของบริษัท CIBA-Geigy เบอร์ AW106+  
HV953U ทำการหล่อแบบในแบบหล่อทำด้วยปูนปลาสเตอร์ แล้วเคลือบด้วยยางซิลิโคน



รูป ๕.๗ แบบแปลนชิ้นส่วนต่าง ๆ ที่จะนำมาประกอบเป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่

หนา ๑ มิลลิเมตร โดยใช้ยางซิลิโคนของบริษัท Dow Corning เบอร์ MDX 4-4210 Elastomer และ MDX 4-4210 Curing Agent ผสมกันในอัตราส่วน ๑:๑ เคลือบผิวของกาวอีพ็อกซี ทิ้งไว้ให้แข็งตัวแห้งสนิท ซึ่งจะได้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่สมบูรณ์ ในรูป ๕.๘ และได้ทำการเปรียบเทียบความหนาและขนาดรูปร่างของเครื่องต้นแบบกับเครื่องที่มาจากต่างประเทศ ดังในรูป ๕.๙ และ ๕.๑๐



รูป ๕.๘ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ที่ประกอบสมบูรณ์แล้ว

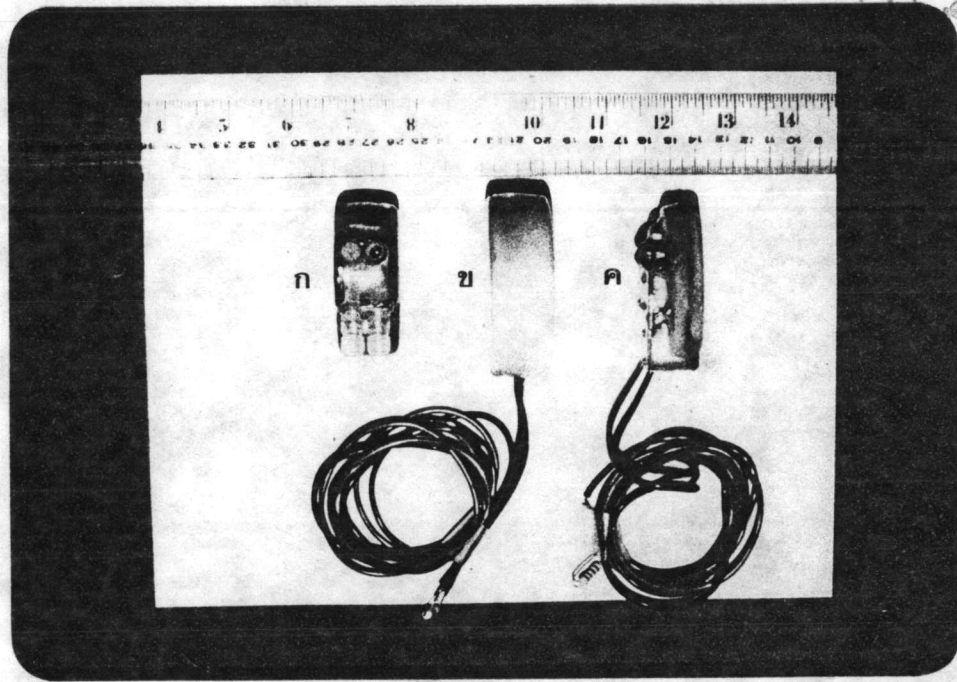
๕.๑.๓ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในสภาพแวดล้อมจริง

จุดมุ่งหมายของการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในสภาพแวดล้อมจริง เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงการทำงานของวงจรเมื่อนำไปใช้งานกับผู้ป่วย ซึ่งโดยเฉลี่ยอุณหภูมิของร่างกายมนุษย์มีอุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียสอีกทั้งในร่างกายมนุษย์มีของเหลวจำนวนมาก ดังนั้นการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจึงต้องทดสอบในทุกกรณีที่สภาพแวดล้อมเปลี่ยนแปลง นอกจากนี้ในหัวข้อนี้ยังแสดงผลการทดสอบความเชื่อถือของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งใช้วัสดุที่หาซื้อได้ในประเทศไทย ผลการทดสอบจำแนกได้ เป็นหัวข้อย่อยได้ดังนี้

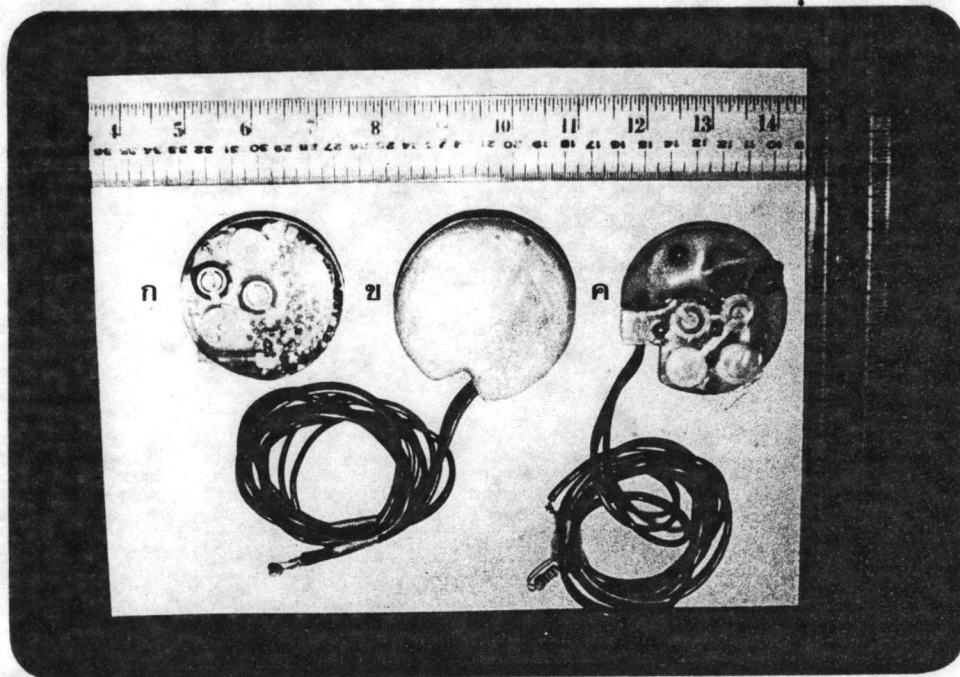
๕.๑.๓.๑ ผลการทดสอบวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทในอุณหภูมิต่าง ๆ (๓๐°ซ ถึง ๔๕°ซ)

จากผลของการทดสอบจะทำให้ทราบว่า เมื่ออุณหภูมิร่างกายของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องมือมีการเปลี่ยนแปลง ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรภายใน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้น





รูป ๕.๘ แสดงการเปรียบเทียบความหนาของเครื่องต้นแบบ(ข)(ค) กับ เครื่องที่มาจากต่างประเทศ (ก)



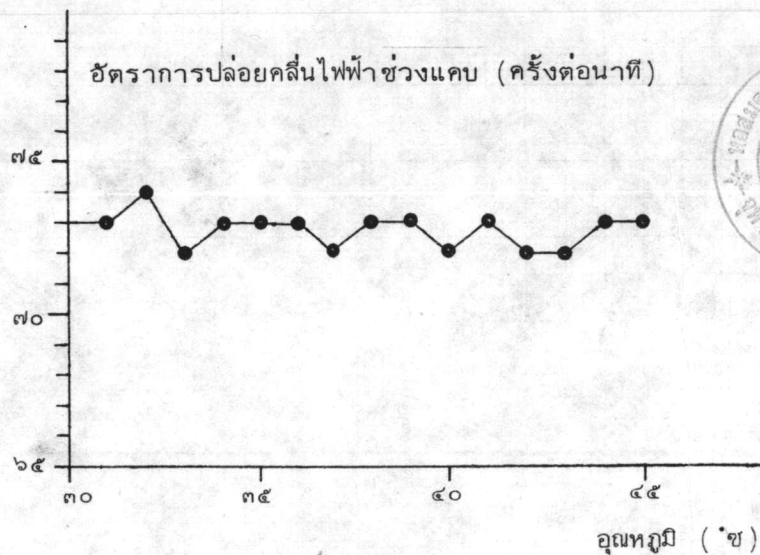
รูป ๕.๑๐ แสดงการเปรียบเทียบขนาดรูปร่างของเครื่องต้นแบบ(ข)(ค) กับ เครื่องที่มาจากต่างประเทศ (ก)

ของหัวใจ สามารถให้ลักษณะและคุณสมบัติ เปลี่ยนแปลง เช่น ใต้อิทธิพลของอุณหภูมิต่าง ๆ ที่จะมีต่อเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ โดยทำการทดสอบ เครื่องที่จุ่มอยู่ในสารละลายที่มีสภาพเป็นเกลือ pH ของสารละลาย ประมาณ ๗.๔ ทำการปรับ อุณหภูมิของสารละลายจาก ๓๐° ซ ถึง ๔๕° ซ เวลาที่แช่อยู่ในน้ำยา โดยใช้เวลาในการปรับ อุณหภูมิแต่ละองศา ประมาณ ๒๐-๒๕ นาที ในขณะที่ทำการทดสอบใช้ เครื่องกวนน้ำ เพื่อให้อุณหภูมิ ของสารละลายคงที่ ที่อุณหภูมิที่กำหนด ทำการวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้าง ของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทนำมาเขียนกราฟเทียบกับที่อุณหภูมิต่าง ๆ ดังแสดงได้ในรูป ๕.๑๑, ๕.๑๒

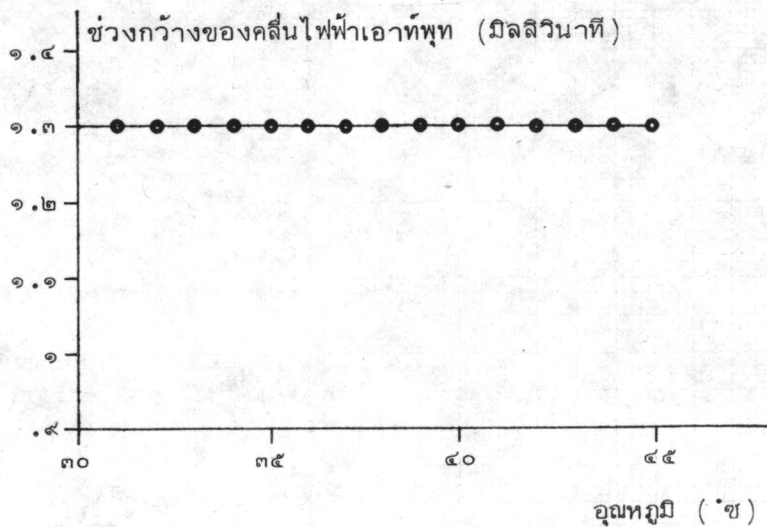
๕.๑.๓.๒ ผลการทดสอบวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาทพุท ในอุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส คงที่

จุดมุ่งหมายของการทดสอบในสารละลาย เกลือที่อุณหภูมิ ๓๗° ซ คงที่ตลอดเวลา เป็น เวลานาน เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรการร่วซึม ของชีวิตต่อกับสายต่อ ทั้งนี้เพราะในสภาพการใช้งานจริงตัว เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้องถูกฝังเข้าไปในร่างกาย ซึ่งจะต้องได้รับผลกระทบกระเทือนจากอุณหภูมิของร่างกายของ เหลวภายในร่างกาย เช่น เลือด ตลอดจนสารที่ใช้เคลือบผิวของตัว เครื่องที่จะมีผลต่อเนื้อเยื่อ

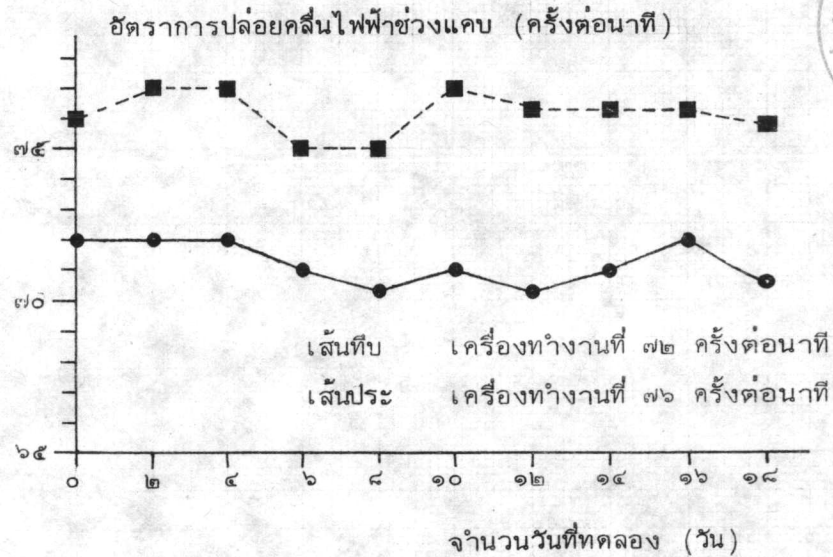
ในการทดสอบใช้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ จำนวน ๒ เครื่อง ซึ่งมีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเหมือนกันทุกประการ ต่างกันที่อัตราการปล่อยคลื่น ไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องที่ ๑ กำหนดให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๗๖ ครั้งต่อนาที เครื่องที่ ๒ กำหนดให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๗๒ ครั้งต่อนาที ทำการทดลองโดยจุ่ม เครื่องทั้งสองในสารละลายเกลือ (pH=7.4) ใช้ เครื่องควบคุมอุณหภูมิรักษาอุณหภูมิไว้ที่ ๓๗° ซ วัด ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่น ไฟฟ้าเอาทพุท โดยใช้เวลาทำการทดลองครั้งนี้เป็นเวลา ๑๘ วัน นำข้อมูลที่ได้นมาเขียนกราฟ แสดงความสัมพันธ์เมื่อเทียบกับจำนวนวันที่ทำการทดลอง ดังแสดงในรูป ๕.๑๓, ๕.๑๔



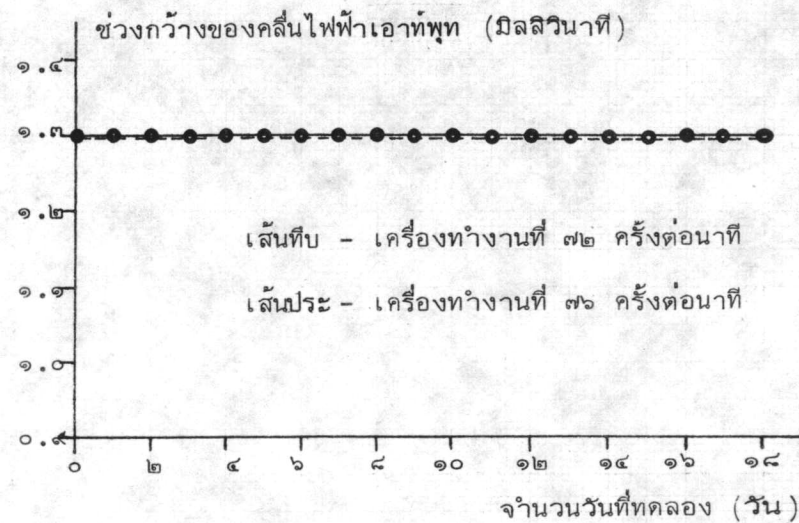
รูป ๕.๑๑ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างดัชนีการหักเหของแสงของฟิล์มบาง กับมุมตกกระทบในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ)



รูป ๕.๑๒ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอททุกกับมุมตกกระทบในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ)



รูป ๕.๑๓ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลอรีนไฟฟ้าช่วงแคบกับจำนวนวันที่ทดลอง เมื่อทดลองในสารละลายเกลือ pH = ๗.๔ ที่อุณหภูมิ ๓๗° ซ



รูป ๕.๑๔ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลอรีนไฟฟ้าเอาต์พุต กับจำนวนวันที่ทดลอง เมื่อทดลองในสารละลายเกลือ pH = 7.4 ที่อุณหภูมิ ๓๗° ซ

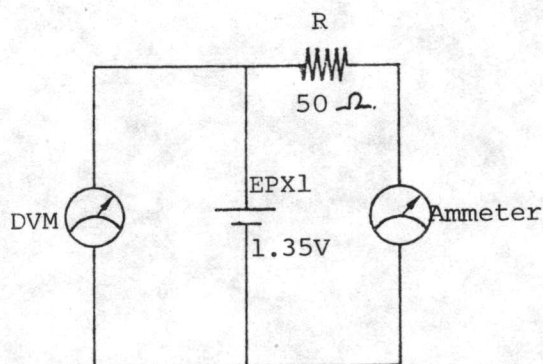
๕.๑.๓.๓ การทดสอบหาอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

จุดมุ่งหมายของการทดลองเพื่อหาอายุการใช้งานจริง ๆ ของ เซล เมอคิวรีที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ซึ่งซื้อได้ในประเทศไทยราคาถูก แต่ไม่ทราบอายุการใช้งานที่แท้จริงและวันที่ผลผลิตออกมาจากโรงงาน จึงจำเป็นต้องทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ เซล เมอคิวรี เพื่อใช้เป็นข้อมูลประกอบในการหาความเชื่อถือของเครื่อง

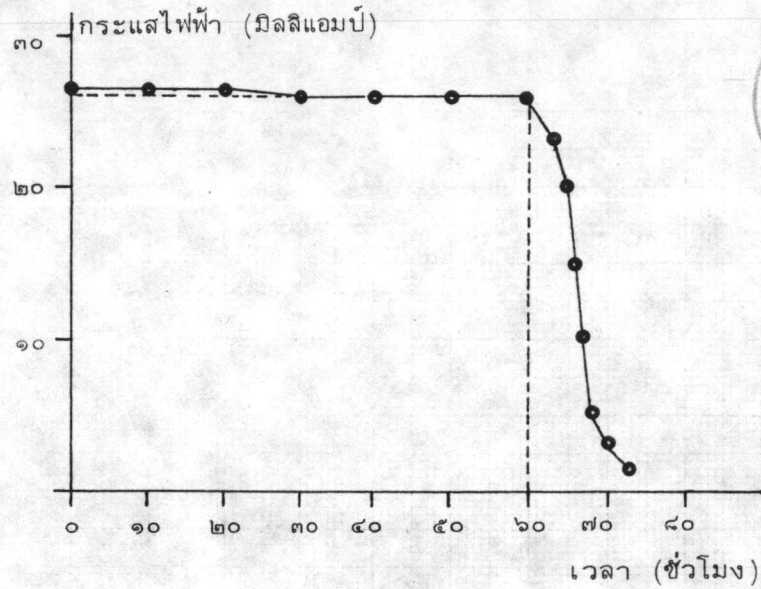
ดังนั้นในการทดสอบได้นำเอา เซล เมอคิวรีของบริษัท EVEREADY NO.EPX1 ๑.๓๕ โวลต์ Mercury Power cell จำนวน ๒ ก้อนมาทำการทดสอบ โดยต่อ เซล เมอคิวรี เข้ากับ ความต้านทานคงที่ ทำการวัดกระแสไฟตรง และแรงดันไฟฟ้าดังแสดงในรูป ๕.๑๕ นำผลการทดสอบวัดกระแสไฟตรงและแรงดันไฟฟ้ามาเขียนกราฟเทียบกับเวลาที่ใช้ในการทดสอบ แสดงในรูป ๕.๑๖, ๕.๑๗

หมายเหตุ - ความต้านทานที่ใช้ในการทดสอบใน เซล เมอคิวรีก้อนที่หนึ่ง มีค่า ๕๐.๔ โอห์ม และใน เซล เมอคิวรีก้อนที่สอง มีค่า ๕๐.๐ โอห์ม

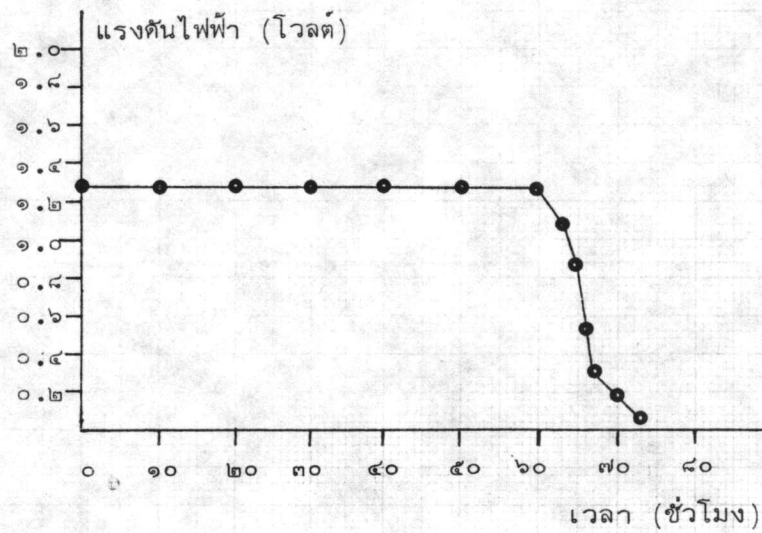
- ในการวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าในวงจรทดสอบใช้ เครื่องวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าแบบแสดงผลเป็นตัวเลข ของบริษัท SABTRONIC รุ่น ๒๐๐๐ ให้ความเที่ยงตรง 0.1 %  $\pm$  1 DIGIT เป็นอุปกรณ์ในการวัดทดสอบ



รูป ๕.๑๕ แสดงวงจรที่ใช้ทำการทดสอบหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี



รูป ๕.๑๖ กราฟแสดงความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้ากับเวลาที่ทดสอบในการหาอายุการใช้งานของเซลล์ควอรี



รูป ๕.๑๗ กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้ากับเวลาที่ทดสอบในการหาอายุการใช้งานของเซลล์ควอรี

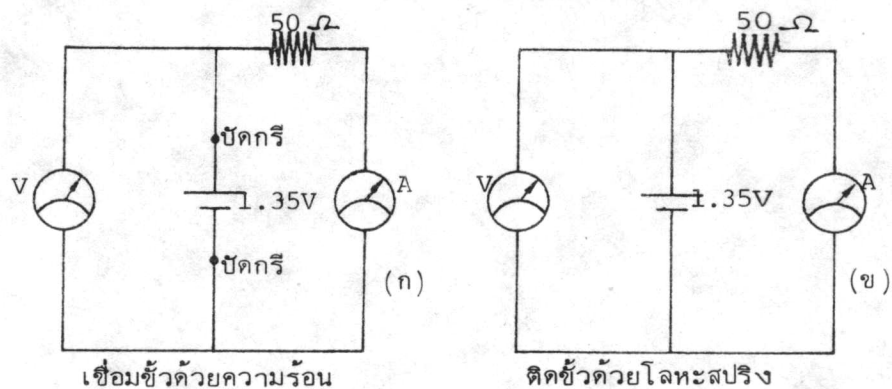
จากผลการทดสอบพบว่า เซลล์เมอคิวรีสามารถจ่ายกระแสคงที่ ๒๖.๕ มิลลิแอมป์ ในช่วงเวลา ๖๐ ชั่วโมง หลังจากนั้นกระแสจะลดลงอย่างรวดเร็ว จากข้อมูลที่ได้เมื่อนำมาคำนวณหาความจุไฟฟ้าของเซลล์เมอคิวรีได้คือ

เซลล์เมอคิวรีจ่ายกระแสไฟฟ้า ๒๖.๕ มิลลิแอมป์ ในเวลา ๖๐ ชั่วโมง  
 ดังนั้น ใน ๑ ชั่วโมง เซลล์เมอคิวรีจ่ายกระแสไฟฟ้าเท่ากับ ๑๕๙๐ มิลลิแอมป์  
 $\therefore$  เซลล์เมอคิวรีที่ใช้ในการทดสอบมีความจุไฟฟ้า = ๑.๕๔ แอมแปร์ - ชั่วโมง

๕.๑.๓.๔ ผลการทดสอบ เปรียบเทียบอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เมื่อทำการบัดกรีและไม่บัดกรีขั้วเซลล์เมอคิวรี

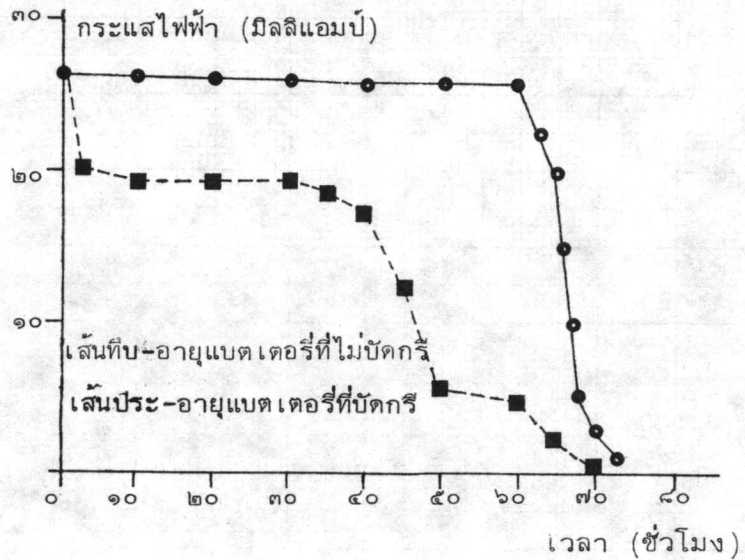
จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้ แสดงให้เห็นถึงเทคนิคในการต่อขั้วเซลล์เมอคิวรีในกรณีที่เชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยความร้อนและต่อขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยโลหะสปริง

ในการทดสอบนำเอาเซลล์เมอคิวรีของบริษัท EVEREADY NO EPX1 ๑.๓๕ โวลต์ Mercury Power cell จำนวน ๒ ก้อน มาทำการทดสอบโดยในเซลล์เมอคิวรีก้อนที่หนึ่ง ทำการบัดกรีขั้วไฟด้วยตะกั่ว แล้วต่อวงจรทดสอบในรูป ๕.๑๘ (ก) ส่วนเซลล์เมอคิวรีก้อนที่สอง ทำการต่อวงจร ในรูป ๕.๑๘ (ข) แต่ที่ขั้วเซลล์เมอคิวรีใช้โลหะสปริงติดแล้วต่อเข้าวงจร

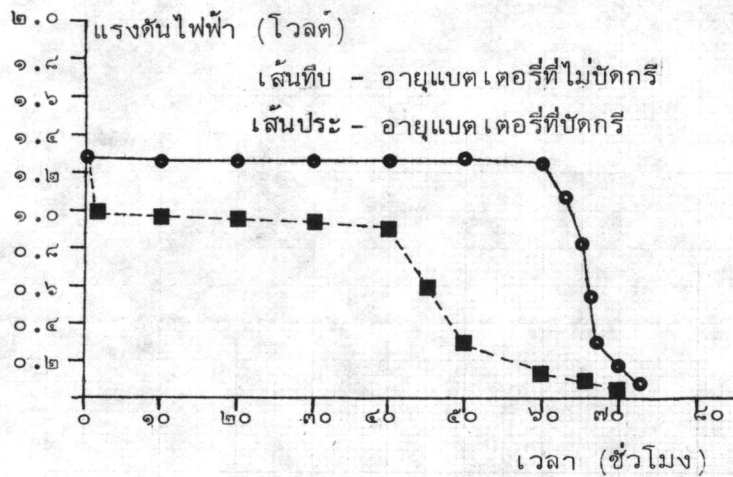


รูป ๕.๑๘ แสดงวงจรที่ใช้ทดสอบเปรียบเทียบหาอายุการใช้งานของเซลล์เมอคิวรีในกรณีเชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยความร้อน และใช้โลหะสปริง

ทำการวัดกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม เซลเมอคิวรี นำผลการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้า และแรงดันไฟฟ้ามาเขียนกราฟเทียบกับเวลาที่ใช้ในการทดสอบ แสดงในรูป ๕.๑๙ และ ๕.๒๑



รูป ๕.๑๙ กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของเซล เมอคิวรีกับกระแสที่ไหลออกจากเซลเมอคิวรี



รูป ๕.๒๑ กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของเซล เมอคิวรีกับแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมเซล เมอคิวรี



จากผลการทดสอบ เปรียบเทียบอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เมื่อใช้เทคนิคในการเชื่อมขั้วต่อเซลล์เมอคิวรีด้วย ความร้อน และต่อขั้วต่อเซลล์เมอคิวรีด้วย โลหะสปริง สามารถประเมินความจุไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าได้

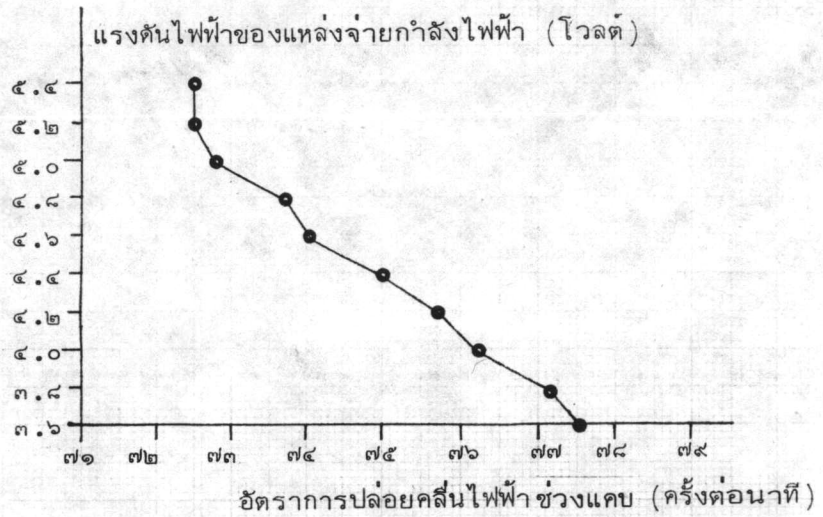
๑) เซลล์เมอคิวรี ที่ใช้โลหะสปริง ในการต่อขั้วเซลล์เมอคิวรี มีความจุไฟฟ้า ประมาณ  
= ๑.๕๔ แอมแปร์ - ชั่วโมง

๒) เซลล์เมอคิวรี ที่ใช้ความร้อนในการเชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรี มีความจุไฟฟ้า ประมาณ  
= .๕๔ แอมแปร์ - ชั่วโมง

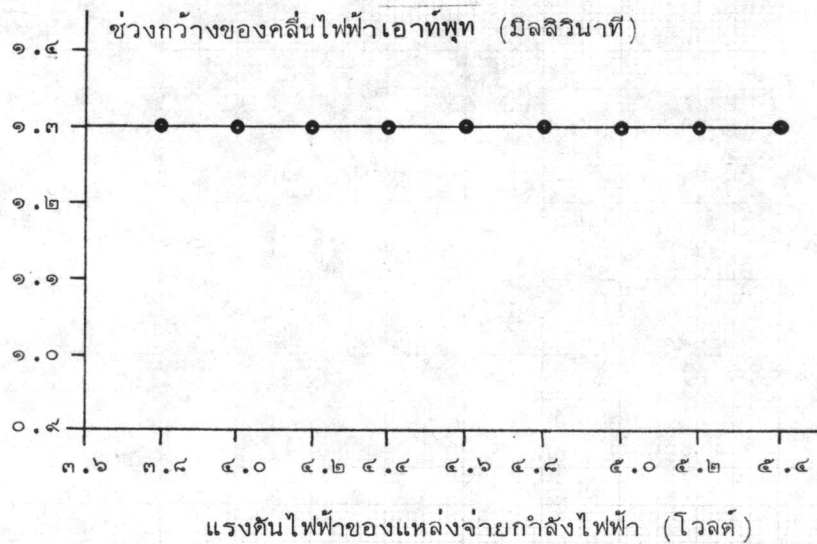
๕.๑.๓.๕ ผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลง

จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้เพื่อหาการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเสื่อมสภาพ ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ชนิดฝังภายในร่างกายไม่สามารถเปลี่ยนแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า หรือทำการประจุไฟให้แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าได้ เมื่อเครื่องถูกใช้งานไปเป็นเวลานาน พลังงานในตัวแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจะถูกใช้หมดไปตามเวลา ผลการทดสอบจะแสดงให้เห็นว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรชนิดใดจะเป็นลักษณะและคุณสมบัติที่จะชี้ว่าแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้เสื่อมสภาพ ทั้งยังเป็นสิ่งที่ชี้ให้เห็นถึงความปลอดภัยในการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ชนิดฝังภายในร่างกาย

ในการทดสอบได้กระทำในห้องปฏิบัติการ โดยทำการปรับค่าแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า จาก ๕.๔ โวลต์ ลงเป็น ๓.๖ โวลต์ ตามลำดับ ทำการวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอทพุท ที่โหลด ๕๐๐โอห์ม วงจรที่ใช้ทดสอบต่ออยู่บนแผ่นทดลอง (protoboard) ในการทดสอบได้สร้างวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าเหมือนกันจำนวน ๓ วงจร ทดสอบในอุณหภูมิ ๓๗° ซ นำข้อมูลที่ได้มาเขียนกราฟ แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ที่เปลี่ยนแปลงกับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง ดังในรูป ๕.๒๑ และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอทพุทกับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง ดังแสดงในรูป ๕.๒๒



รูป ๕.๒๑ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง



รูป ๕.๒๒ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอ๊าท์พุท กับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

จากผลการทดสอบพบว่า อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของเครื่องสูงขึ้น เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ามีแรงดันไฟฟ้าลดลง ในอัตรา +๓ ครั้งต่อนาที ใน -๑ โวลต์ ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทไม่มีการเปลี่ยนแปลง เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดลง

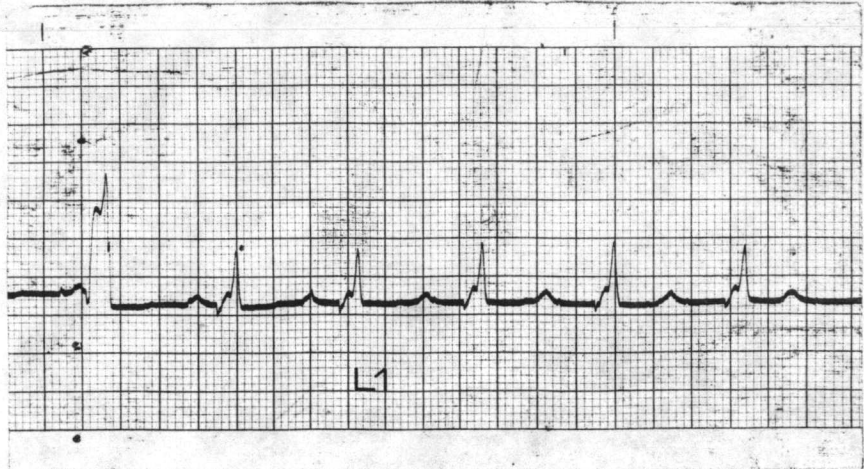
#### ๕.๑.๔ ผลการทดสอบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจกับผู้ป่วย

หลังจากการทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในห้องปฏิบัติการในสภาพแวดล้อมจริง ขั้นตอนต่อไปในการทดสอบเป็นการทดสอบการใช้งานของเครื่องต้นแบบในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ ขั้นตอนนี้ยุ่งยากและเป็นอุปสรรคต่อการวิจัยอย่างยิ่ง ทั้งนี้เพราะการทำผู้ป่วยที่จะใช้เครื่องที่สร้างขึ้นมีจำนวนน้อย แต่ได้รับความช่วยเหลือร่วมมือจากโรงพยาบาลโรคทรวงอก โดยนายแพทย์ธาดา ชาคร จัดผู้ป่วยให้ทดสอบจำนวน ๒ ราย เป็นชาย ๑ คน อายุ ๔๐ ปี และหญิง ๑ คน อายุ ๖๐ ปี ผู้ป่วยทั้งสองคนเป็นโรคหัวใจที่มีระบบสื่อนำถูกสกัดกั้นหมด (Complete Heart block) ทั้งคู่ (ตามรายงานจากแฟ้มประวัติผู้ป่วย) ในการทดสอบผู้ป่วยชายได้ทำการทดลองใช้เครื่องต้นแบบในขณะที่มาทำการตรวจสุขภาพ ดังในรูปที่ ๕.๒๓

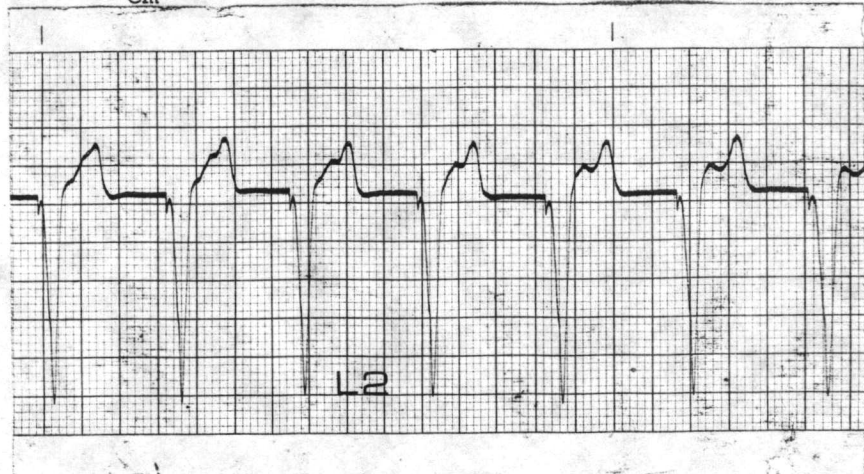


รูป ๕.๒๓ ผู้ป่วยชายอายุ ๔๐ ปี ขณะกำลังทดลองใช้เครื่องต้นแบบ

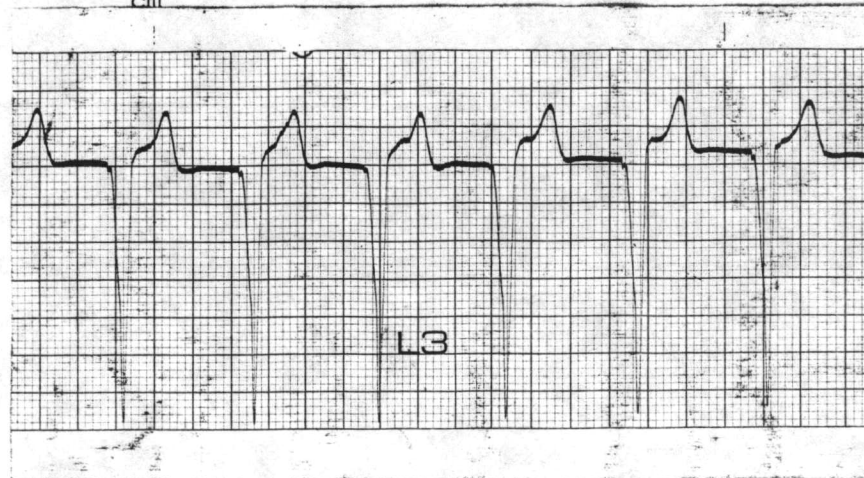
ในการทดสอบเครื่องต้นแบบกับผู้ป่วยชาย ได้ใช้วิธีติด เครื่องต้นแบบภายนอกร่าง  
กายแล้วสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียม ทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในกระดาษ  
กราฟ แบบ Bipolar limb lead (L1 - L3), Unipolar limb lead (AVR, AVL, AVF)  
และ Unipolar chest lead ( $V_1 - V_6$ ) ดังแสดงในรูป ๕.๒๔, ๕.๒๕, ๕.๒๖



1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec

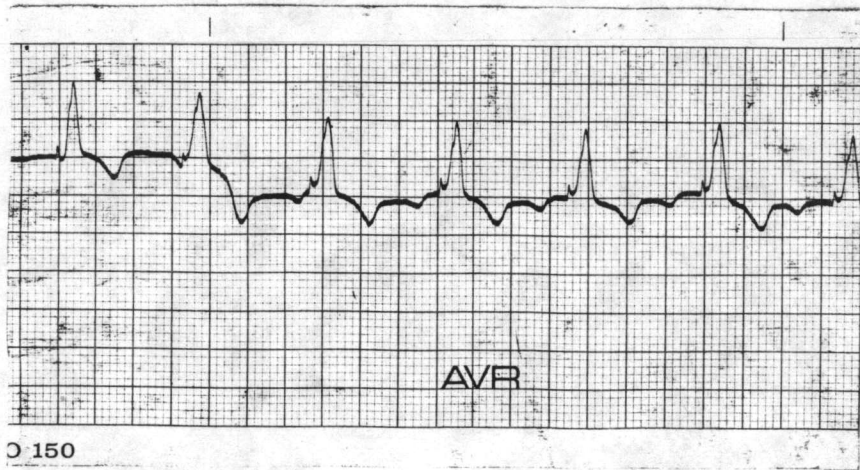


1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec

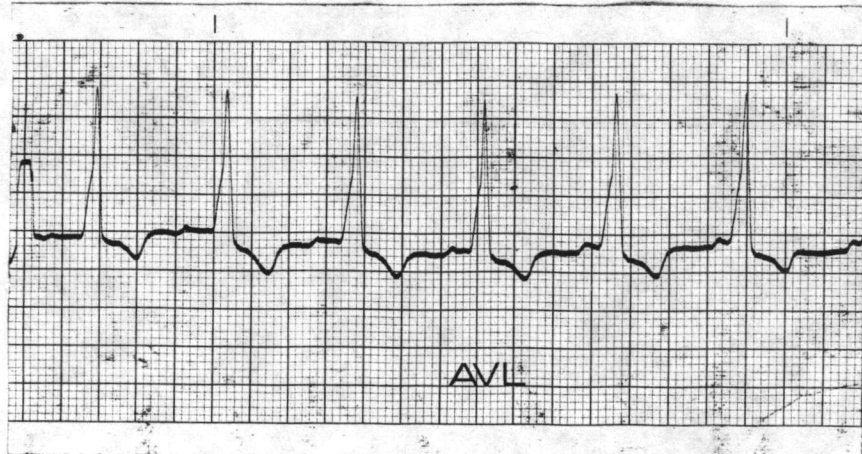


1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec

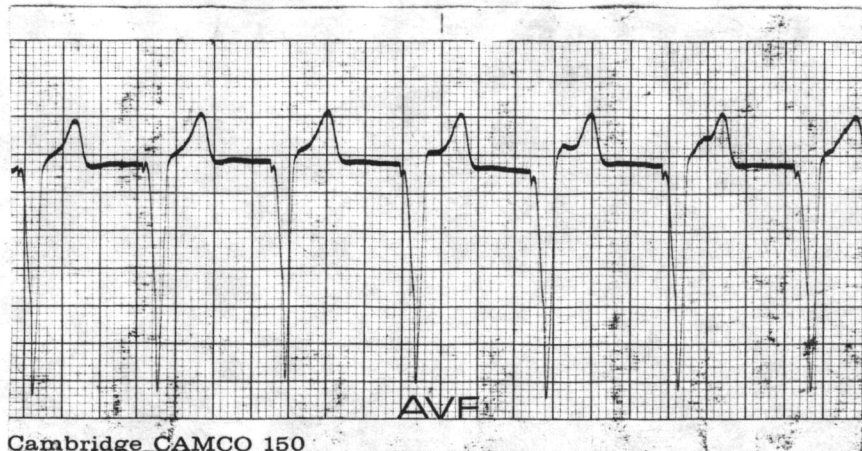
รูป ๕.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Bipolar Limb Lead (L1-L3) ของผู้ป่วยชายอายุ ๔๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

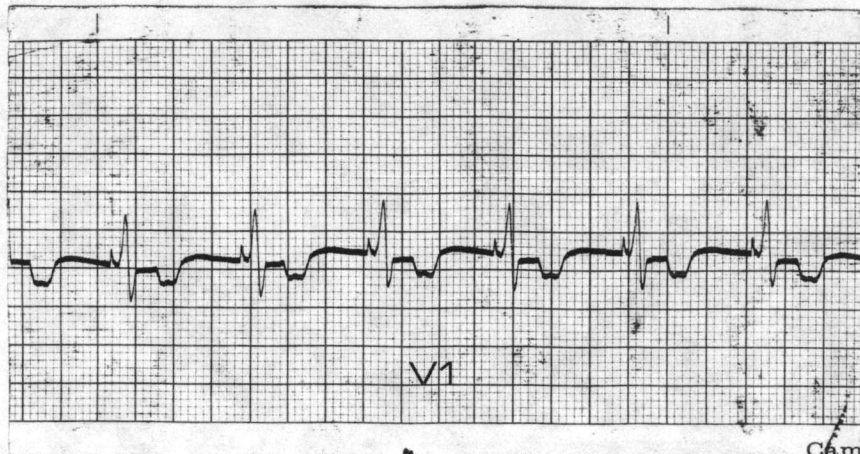


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

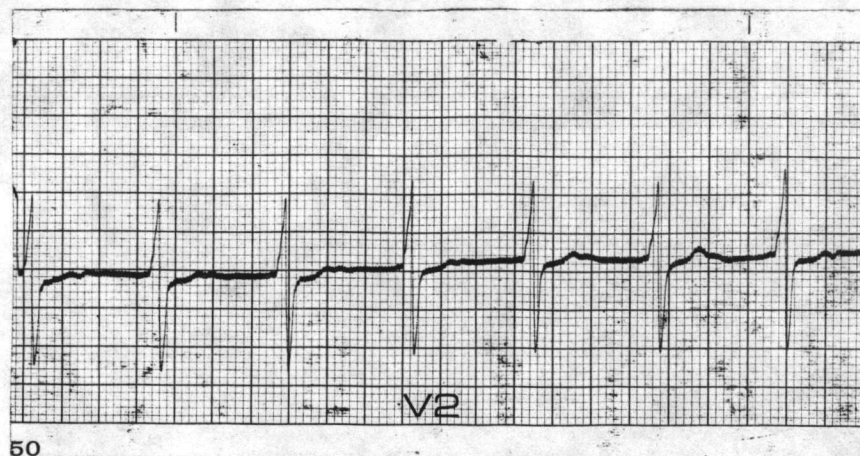


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

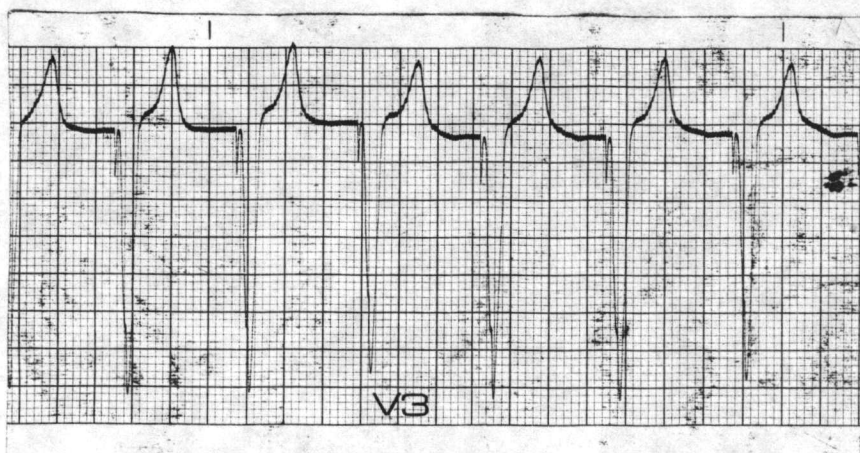
รูป ๕.๒๕ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Limb Lead (AVR,AVL,AVF) ของผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ตันแบบ



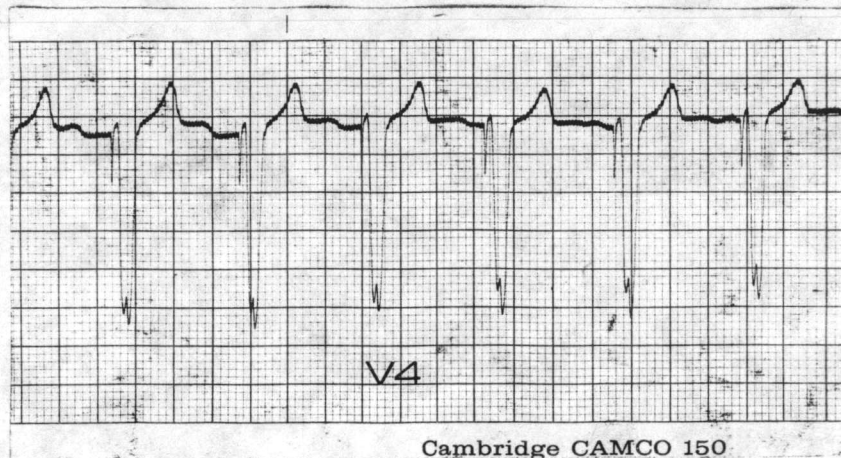
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



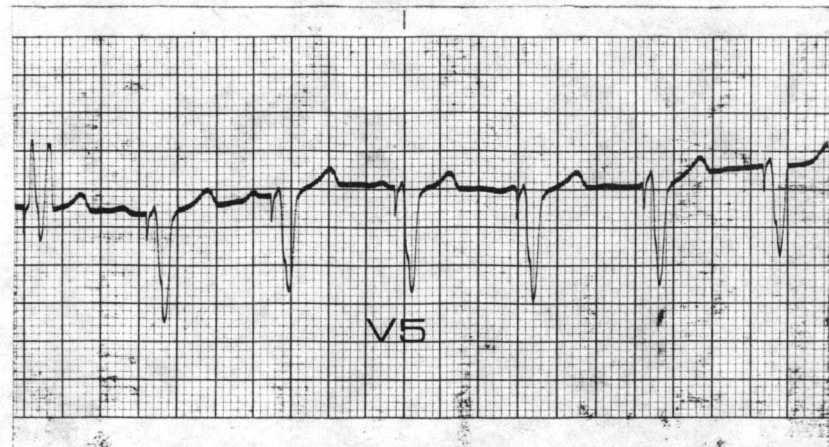
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



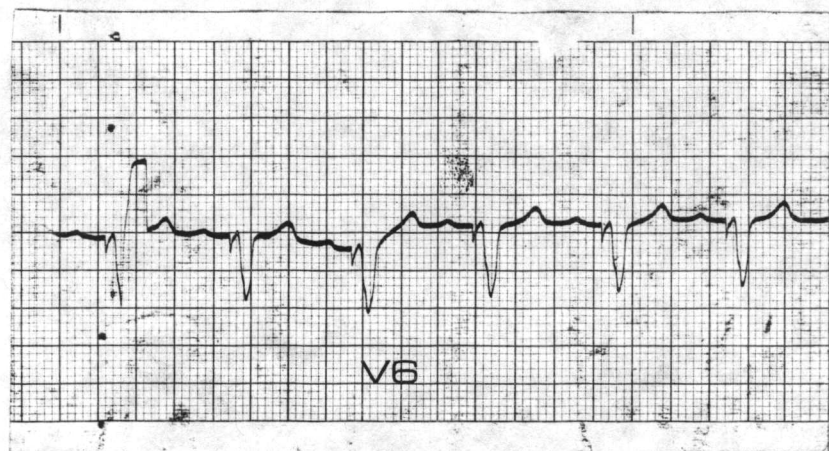
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

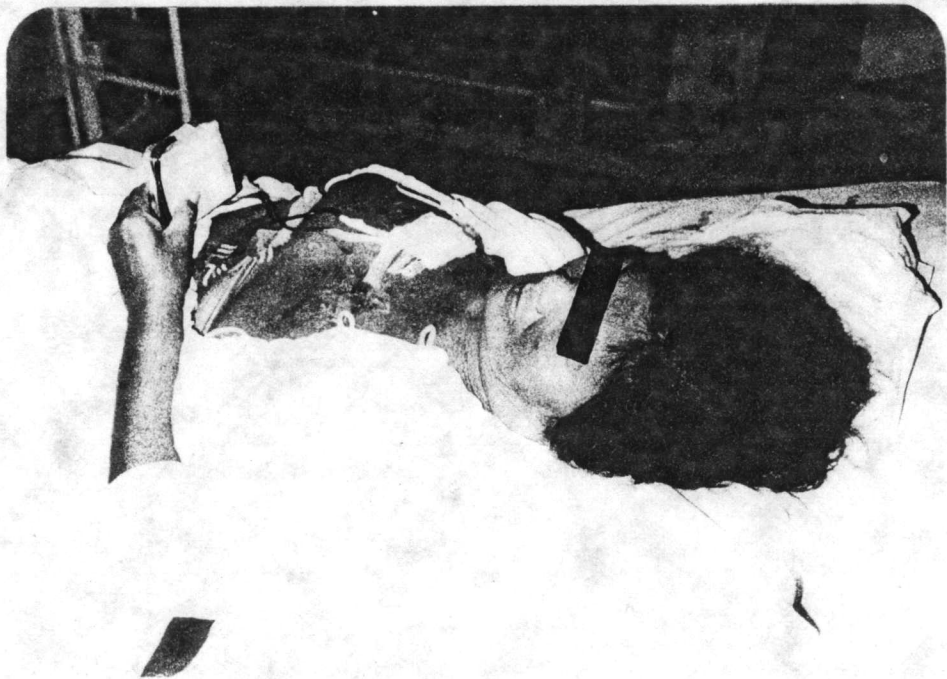


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

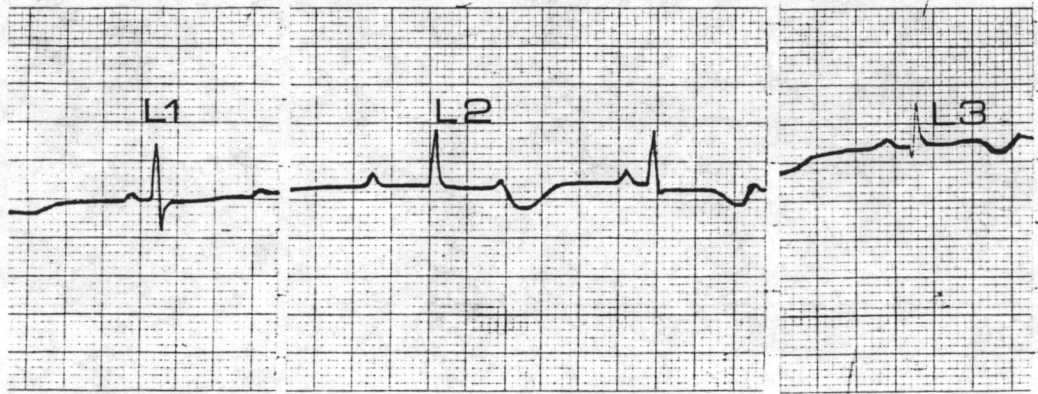
รูป ๕.๒๖ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Unipolar Chest Lead (V1-V6) ของผู้ป่วยชายอายุ ๔๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ



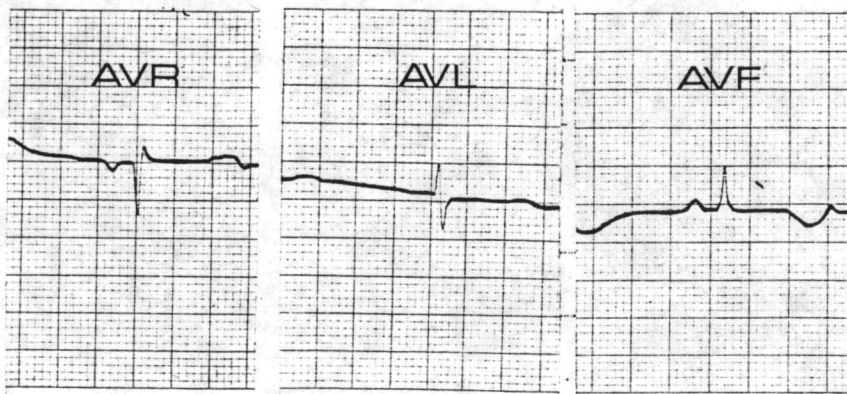
ในการทดสอบผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ทำการทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบโดยติดเครื่องต้นแบบภายนอกร่างกาย ทำล่องหุ้มกันน้ำซึมแล้วสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียม ระยะเวลาที่ทำการทดลองเป็นเวลา ๘ เดือน ทุกเดือนผู้ป่วยจะมาตรวจสุขภาพเพื่อหาความผิดปกติในการใช้เครื่อง ดังในรูปที่ ๕.๒๗ นำเครื่องกลับมาทดสอบอีกครั้ง หลังจากทดลองใช้งานเป็นระยะเวลา ๘ เดือน ซึ่งปรากฏผลว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรสามารถให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทูทและขนาดของแรงดันไฟฟ้าเอาร์ทูท เหมือนกับข้อมูลในหัวข้อการทดสอบผลในห้องปฏิบัติการทุกประการ ผู้ป่วยหญิงรายนี้หลังจากทดลองใช้เครื่องต้นแบบเป็นเวลา ๘ เดือน จึงได้ทำการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน เข้าไปแทนเครื่องที่ทดลอง ในรูป ๕.๒๘ แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ก่อนทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ และในรูป ๕.๒๙ แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี หลังจากการทดลองใช้เครื่องต้นแบบ โดยทำการบันทึกที่ Bipolar Limb Lead (L2)



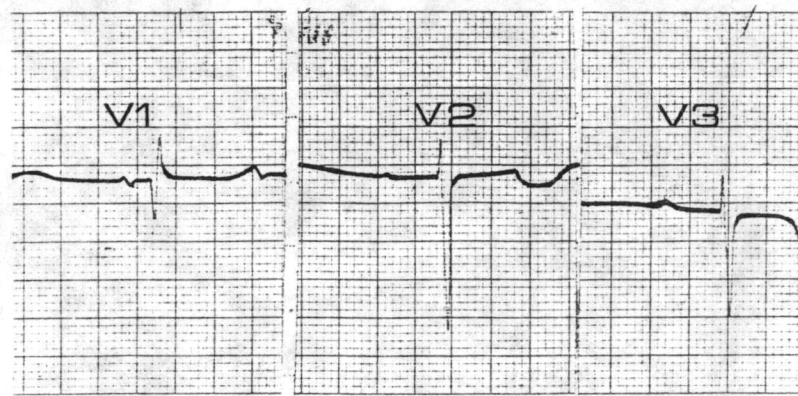
รูป ๕.๒๗ ผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ขณะกำลังทดลองใช้เครื่องต้นแบบ



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

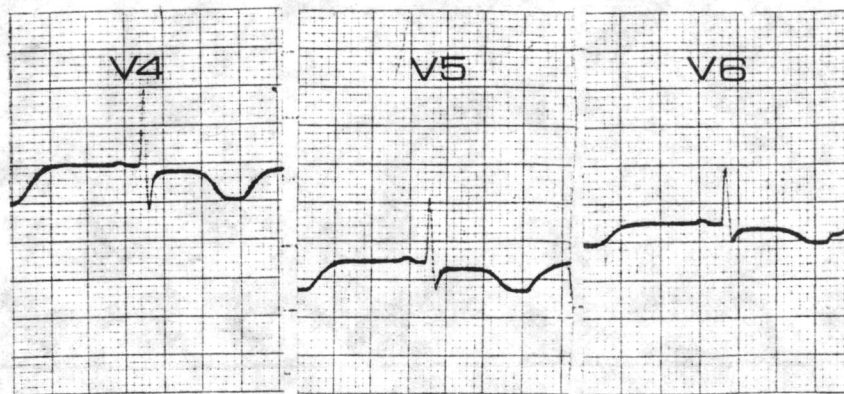


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



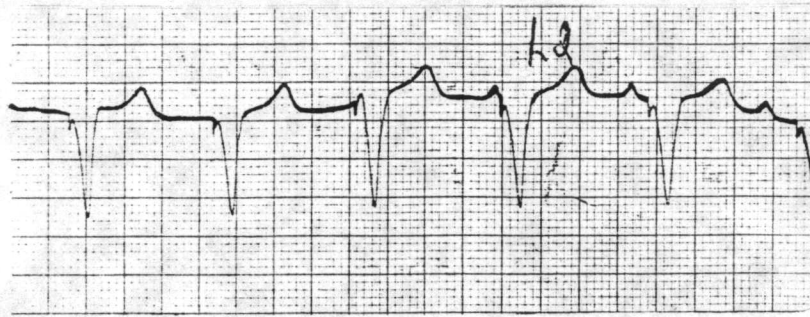
Cambridge CAMCO II

1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

รูป ๕.๒๘ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิง อายุ ๖๐ ปี ก่อนใส่เครื่องควมคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

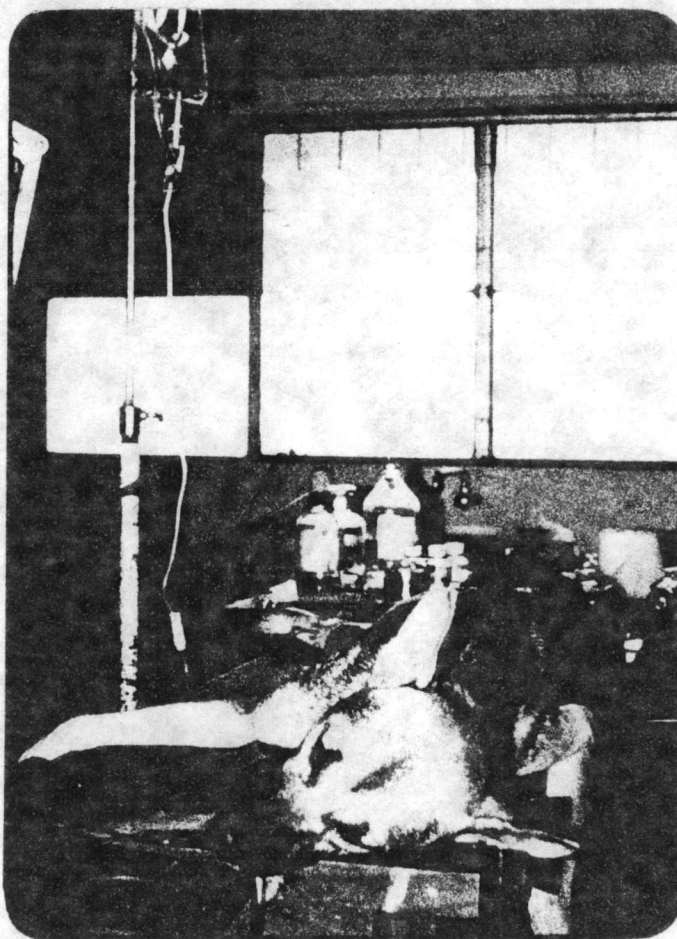
รูป ๕.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิง อายุ ๖๐ ปี หลังจากทดลองใช้  
เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ

จากผลการทดสอบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจกับผู้ป่วย จำนวน ๒ ราย พบว่าเครื่องสามารถควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยทั้งสองได้อย่างสมบูรณ์ ดังแสดงในกราฟรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจข้างต้น และเมื่อนำเครื่องทั้งสองเครื่องที่ใช้ทดสอบกับผู้ป่วย มาทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร พบว่าเครื่องสามารถให้ลักษณะและคุณสมบัติเหมือนกับลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าที่ทดสอบในห้องปฏิบัติการ

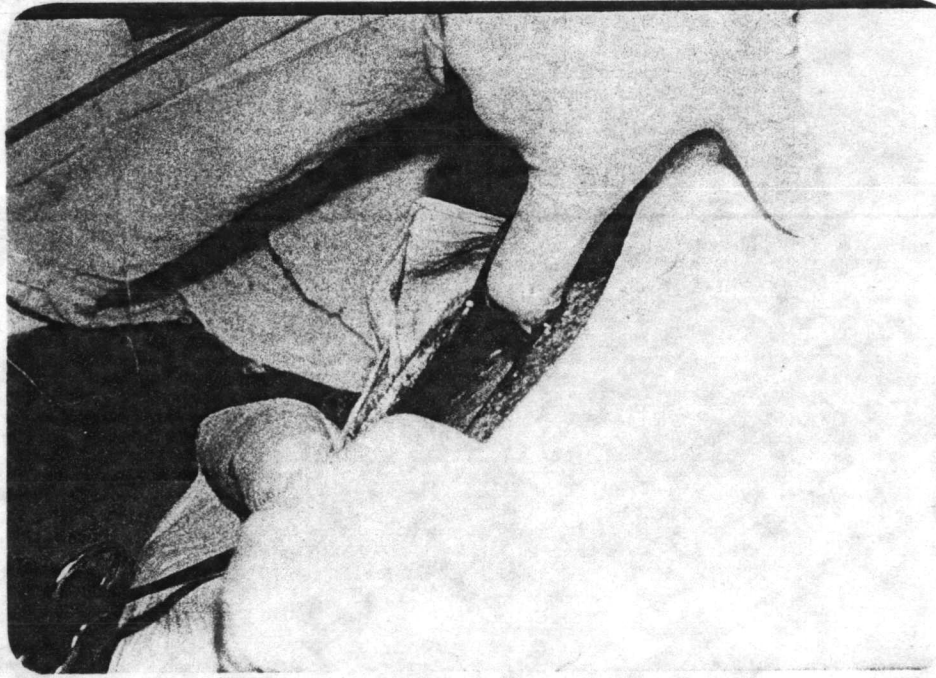
๕.๑.๕ ผลการทดสอบทางสรีรวิทยาโดยการฝังสารแลกเปลี่ยน เข้าใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง  
จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้ เป็นการทดสอบสารที่ใช้ในการหล่อแบบตัวเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ ในการทดสอบปฏิกิริยาของสารแลกเปลี่ยนต่อเนื้อเยื่อ ได้ทดลองในสุนัขทดลองเป็นเวลา ๔ เดือน โดยทำการผ่าตัดฝังสารแลกเปลี่ยนใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง ขณะที่ผ่าตัดฝังสารแลกเปลี่ยนได้ตัดเนื้อเยื่อและหนังของสุนัขทดลองเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบกับเนื้อเยื่อและหนังของสุนัขทดลองหลังจากครบ ๔ เดือน

ในขั้นแรกได้หล่อแบบรูปเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ เท่าขนาดจริง

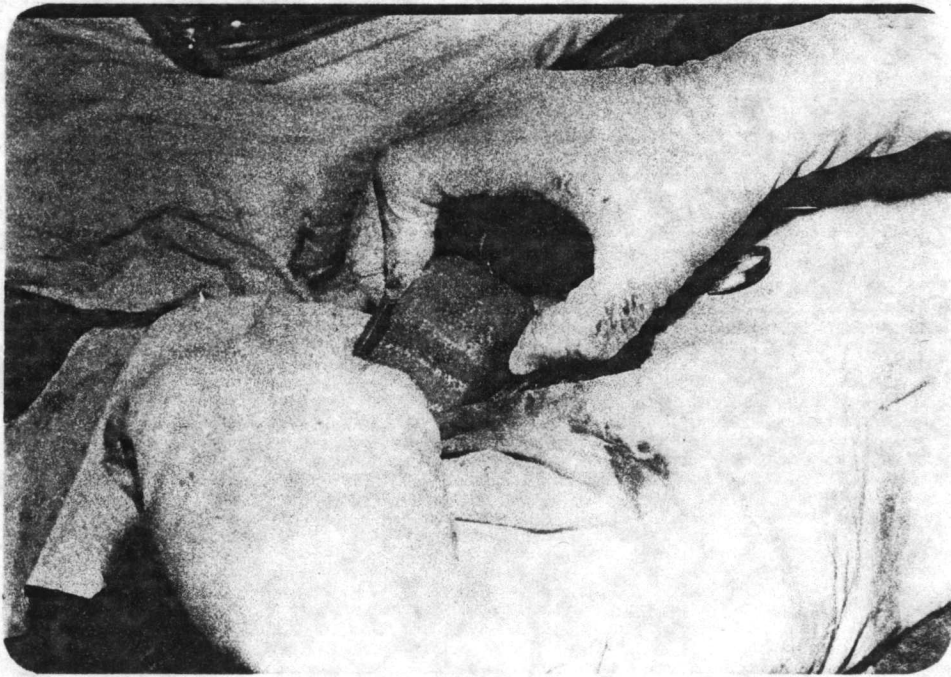
ที่ได้ออกแบบไว้ โดยยังไม่ได้ใส่วงจรพิมพ์และแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ใช้ก้อนกาวอีพ็อกซี  
 แข็ง เป็นวัสดุในการหล่อแบบ นำก้อนกาวอีพ็อกซีแข็งที่หล่อเป็นรูปเครื่องต้นแบบไปเคลือบด้วย  
 สารซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ (Silicone elastomer) หนาประมาณ ๑ มิลลิเมตร รศ.พญ.  
 บังอร ชมเดช ได้นำเอาก้อนกาวอีพ็อกซีที่เคลือบซิลิโคนไปผ่าตัดฝังใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง จำนวน  
 ๕ ตัว เพื่อทดสอบหาปฏิกิริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อที่มีต่อสารแปลกปลอม ในขณะที่ผ่าตัดฝัง  
 ตัวอย่างสารแปลกปลอมเข้าไปในสุนัขทดลองได้ทำการถ่ายภาพขั้นตอนต่าง ๆ ในการผ่าตัด ดัง  
 แสดงในรูป ๕.๓๐, ๕.๓๑, ๕.๓๒, ๕.๓๓ และ ๕.๓๔ ตามลำดับ



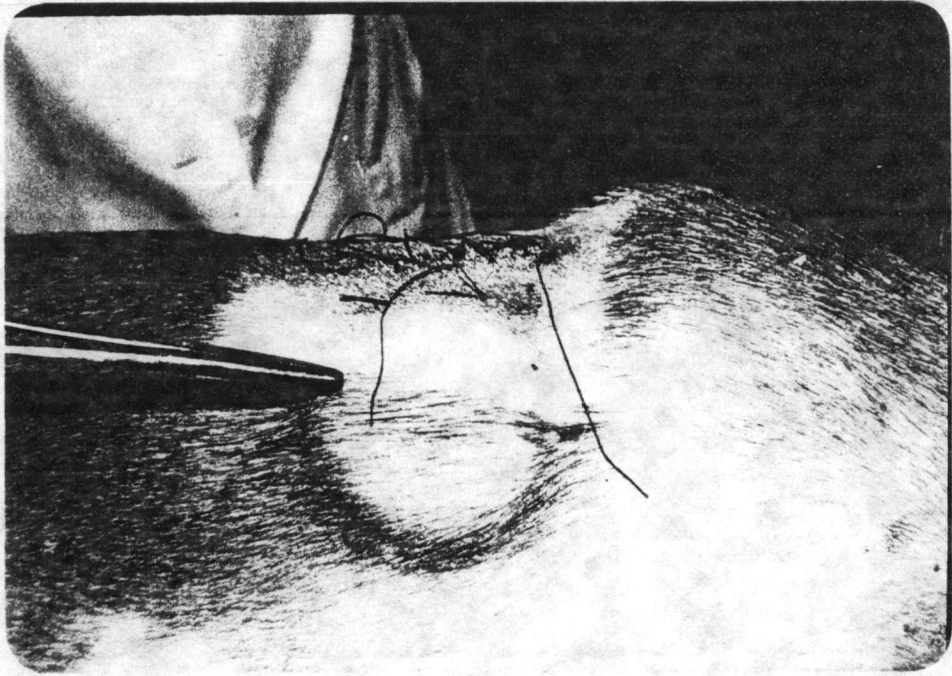
รูป ๕.๓๐ สุนัขที่ใช้ในการทดลองฝังสารแปลกปลอม เข้าไปใต้ผิวหนัง



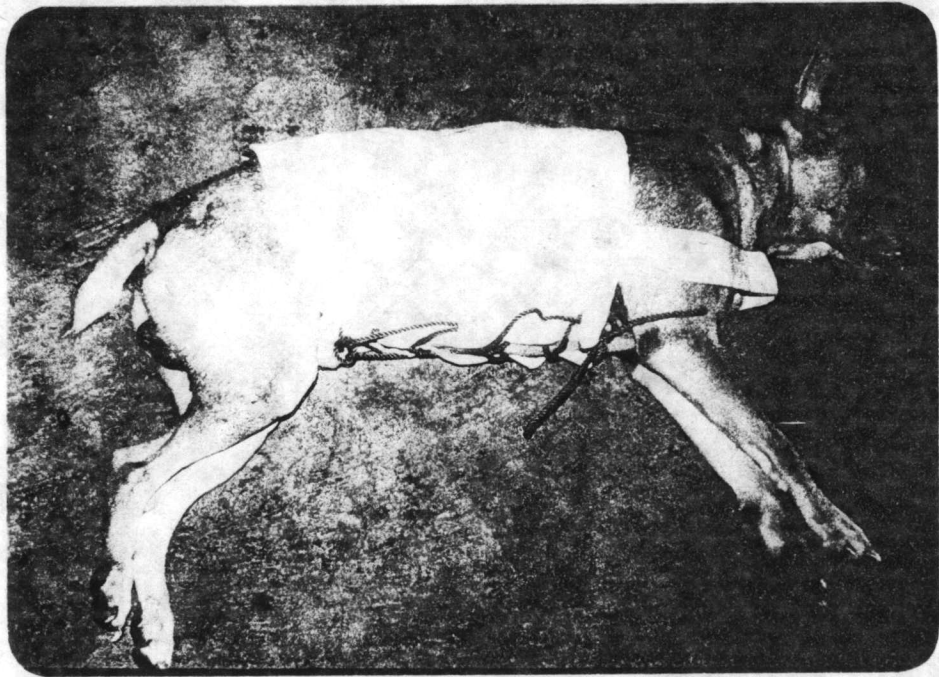
รูป ๕.๓๑ ขณะผ่าตัดสุนัขทดลอง โดยแหวกหนังสุนัขให้กว้างเพื่อใส่สาร  
แปลกปลอมเข้าใต้ผิวหนัง



รูป ๕.๓๒ นำสารแปลกปลอม ใส่เข้าใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง



รูป ๕.๓๓ ลักษณะบาดแผลหลังจากผ่าตัดใส่สารแปลกปลอมใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง



รูป ๕.๓๔ ใส่เสื้อแจ็กเก็ตให้สุนัขทดลอง หลังการผ่าตัดเพื่อรักษาความสะอาด

เมื่อครบกำหนด ๔ เดือน ได้นำสุนัขทดลองที่ฝังสารแปลกปลอม เข้าใต้ผิวหนังมา  
ทำการผ่าตัดเอาสารแปลกปลอมออก พร้อมกันนั้นได้ตัด เนื้อ เยื่อและหนังบริเวณที่สารแปลกปลอม  
เข้าไปอยู่มาตรวจสอบ

๕.๑.๕.๑ ผลการตรวจสอบสภาพของสารแปลกปลอมโดยทั่วไป

- ลักษณะของสารแปลกปลอมยังคงสภาพเดิม สารซิลิโคนที่ใช้ เคลือบกาวอีพ็อกซี  
แข็ง ไม่หลุดร่อนออกจากก้อนกาวอีพ็อกซี
- สารซิลิโคนที่ใช้เคลือบมีคุณสมบัติยึดหยุ่นได้ เหมือนตอนขณะ เคลือบผิวใหม่
- ไม่ปรากฏสภาพซึมของของเหลว เช่น เลือด ภายในสารที่เคลือบด้วยซิลิโคน  
อีลาสโตเมอร์
- เนื้อเยื่อบริเวณที่ฝังไม่ติดกับสารแปลกปลอมที่ฝังในตัวสุนัขทดลอง
- สุนัขทดลองไม่แสดงอาการผิดปกติทางสรีรวิทยาในระยะเวลาที่ทำการทดลอง
- ในช่วงเดือนที่ ๓ และ ๔ ของการทดลอง สุนัขไม่แสดงอาการว่ามีสิ่งแปลก  
ปลอมเข้าไปในตัว เช่น ไม่แสดงอาการเกาบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอม เป็นต้น

๕.๑.๕.๒ ผลการตรวจสอบเนื้อเยื่อหลังการผ่าตัดเอาสารแปลกปลอมออก

- ในการตรวจสอบเนื้อเยื่อก่อนและหลังใส่สารแปลกปลอมในสุนัขทดลอง ได้รับ  
ความช่วยเหลือจากภาควิชาพยาธิวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลจุฬาฯ ทำการตรวจ  
สอบเนื้อเยื่อของสุนัขทดลอง ตามรายงานผลการตรวจสอบของ รศ.นพ.พงษ์พีระ สุวรรณกุล  
ซึ่งเป็นพยาธิแพทย์ ที่ได้ตรวจสอบเนื้อเยื่อรายงานดังนี้
- ไม่พบความผิดปกติซึ่งจะเป็นอันตรายต่อสุนัขทดลองได้
  - เนื้อเยื่อบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอมได้สร้างเนื้อเยื่อพังผืดขึ้นมาล้อมตัวสารแปลก  
ปลอม ยึดตัวสารแปลกปลอมให้อยู่คงที่ไม่ขยับเขยื้อนไปทางใด
  - จากการตรวจสอบ เซลล์ของเนื้อเยื่อของสุนัขทดลองพบว่า ภายใน เซลล์ของ เนื้อ  
เยื่อบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอมได้สร้างเซลล์เม็ดเลือดขาวขึ้นจำนวนมาก เพื่อมาทำลายสารแปลก  
ปลอมที่ฝังในสุนัขทดลอง



ในรายงานสรุปของ รศ.นพ.พงษ์พิระ สุวรรณกุล ที่ตรวจสอบ ให้ความเห็นว่า  
สารแปลกปลอมที่ฝังใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง ไม่มีผลทำให้สุนัขทดลอง เป็นอันตราย และ เมื่อ  
จะนำไปผ่าตัดฝังใต้ผิวหนังคนไม่น่าที่จะ เกิดอันตราย หรือมีการ เปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่จะก่อ  
ให้เกิดอันตรายได้ ถ้าเนื้อเยื่อของคนสร้างพังผืดขึ้นมา เช่นเดียวกับในเนื้อเยื่อของสุนัขทดลอง  
ซึ่งจากผลการทดลองนี้เมื่อ เปรียบเทียบกับผลการทดลองที่มีในอดีต พบว่าได้ผลการทดลองเหมือน  
(๔)(๕)  
กัน

๕.๒ ผลการทดสอบและสร้างวงจรถับแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์ของ เครื่องควบคุม จังหวะการ เดิน  
ของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการ

ในการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้น เมื่อ  
ต้องการ ได้ดำเนินการวิจัยโดยวิธีการจำลองระบบการทำงาน จากการออกแบบวงจรถับ  
แบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการ ดังแสดงในรูป ๕.๓๕  
ได้นำวงจรถับกล่าวต่อลงบนแผ่นทดลองวงจร โดยใช้ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใกล้เคียงกับค่า  
ที่ออกแบบโดย จักรวงจรให้ เล็กที่สุด ทดสอบจนระบบทำงานได้และทำการวัดลักษณะและคุณสมบัติ  
ทางไฟฟ้าของวงจรแต่ละภาคดังจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป ในขั้นสุดท้ายของการวิจัยได้ออก  
แบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว ขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร ยาว ๕.๕ เซนติเมตร ต่่วงจรถับ  
แบบลงบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว ทดสอบการทำงานของวงจรถับแบบจนใช้งานได้ เพื่อ  
เป็นข้อยืนยันในการสร้าง เครื่องต้นแบบว่าสามารถสร้าง เครื่องให้มีขนาดใกล้เคียงกับ เครื่องที่มาจาก  
ต่างประเทศ

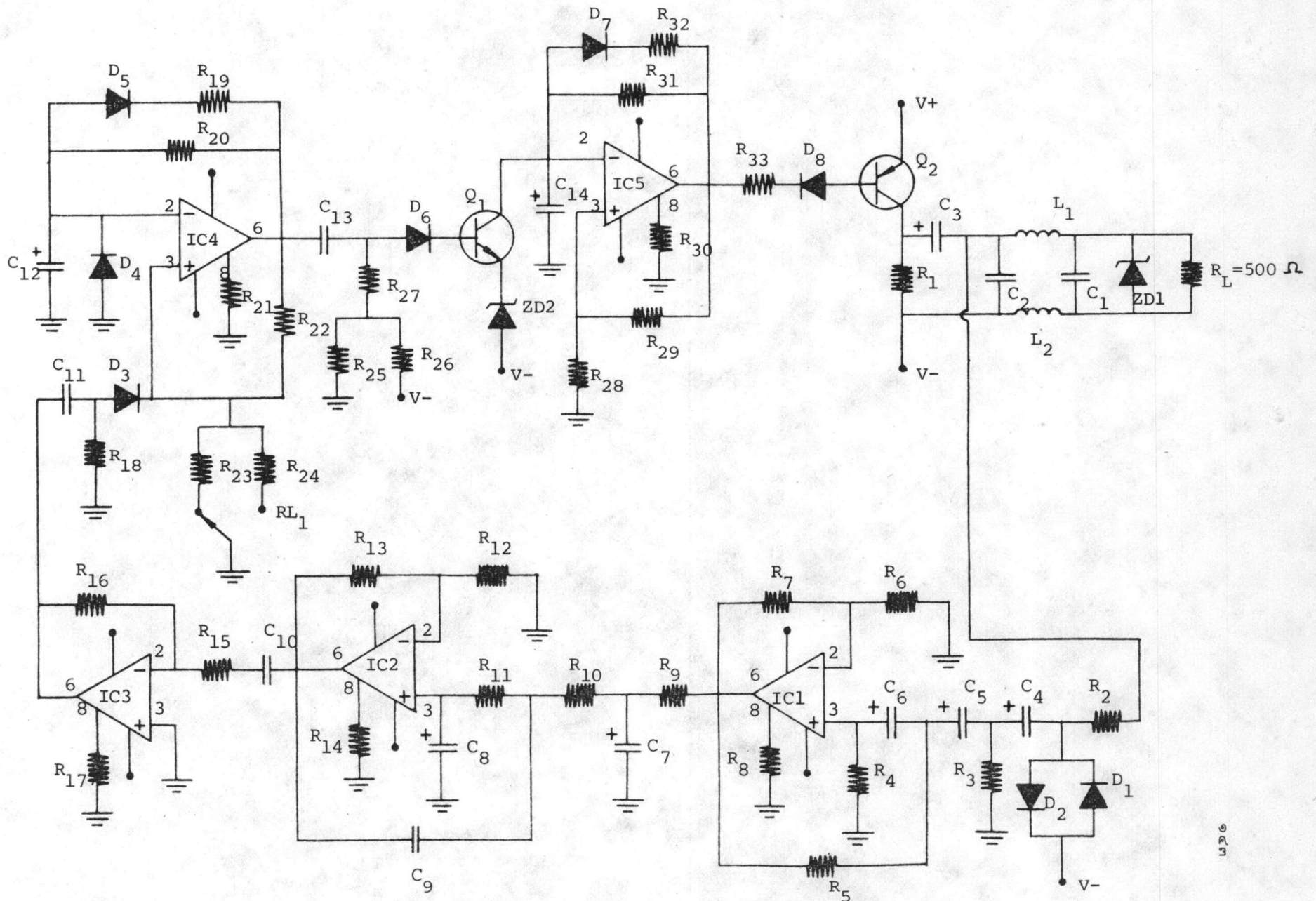
๕.๒.๑ ผลการทดลองตัวกรองความถี่สูงผ่าน

เป็นการทดลองหาความถี่ตอบสนองของตัวกรองความถี่สูงผ่าน ในการออกแบบวง  
จรภาคนี้ได้ออกแบบให้วงจรถับความถี่ต่ำกว่า ๘ เฮิทซ์ออกไป ( $f_c=8\text{Hz}$ ) และมีอัตราการ  
ขยายทางแรงดันไฟฟ้า  $\frac{V_o}{V_i}$  ประมาณ ๒.๗

ในการทดลองได้ป้อนสัญญาณรูปไซน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าไปในวงจรถับกรอง  
ความถี่สูงผ่าน ทำการวัดสัญญาณขาออกที่เอาท์พุทของวงจร ปรับความถี่ของสัญญาณรูปไซน์  
ตั้งแต่ ๑ เฮิทซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิทซ์ นำข้อมูลมาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยาย  
ทางแรงดันไฟฟ้า  $\frac{V_o}{V_i}$  กับความถี่ของสัญญาณขาเข้าที่เปลี่ยนแปลง ดังแสดงในรูป ๕.๓๖

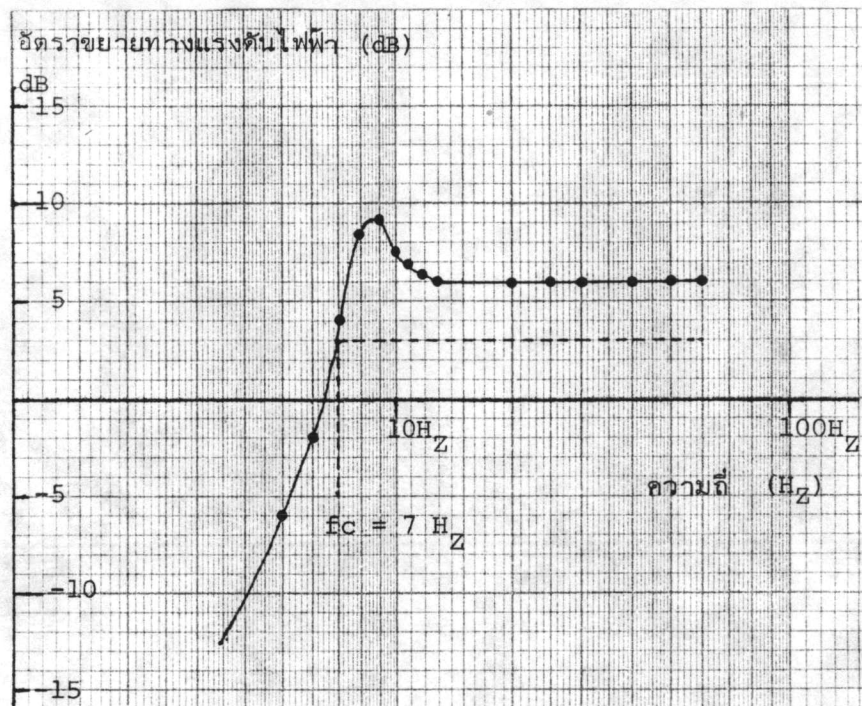
๕.๒.๒ ผลการทดลองตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน

เป็นการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรถับความถี่ต่ำผ่าน การออกแบบ  
วงจรในภาคนี้ได้ออกแบบให้วงจรถับความถี่ที่สูงกว่า ๓๐ เฮิทซ์ ออกไป ( $f_c=30\text{Hz}$ ) และมี  
อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า  $\frac{V_o}{V_i}$  ประมาณ ๒.๗



รูป ๕.๓๕ วงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ

ในการทดลองได้กระทำเช่นเดียวกับการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรอง  
ความถี่สูงผ่าน โดยป้อนสัญญาณรูปไซน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าไปในวงจรตัวกรอง

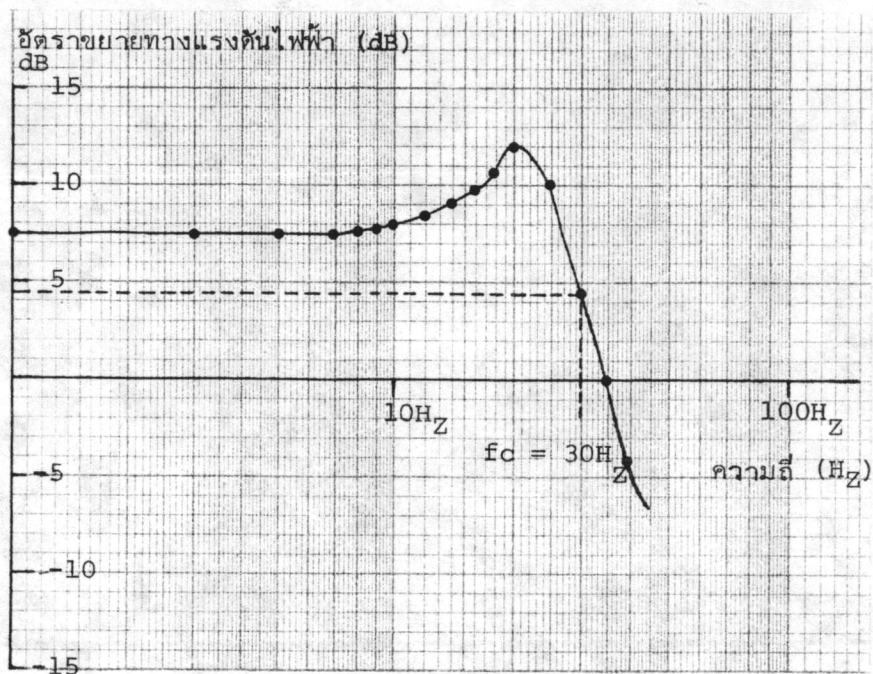


รูป ๕.๓๖ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน  
เป็น เดซิเบล (อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า เป็น เดซิเบลกับความถี่)

ความถี่ต่ำผ่าน วัตถุประสงค์ของสัญญาณขาออกที่เอาท์พุท โดยปรับความถี่ของสัญญาณรูปไซน์  
ตั้งแต่ ๑ เฮิทซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิทซ์ นำข้อมูลมาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการ  
ขยายทางแรงดันไฟฟ้า ( $\frac{V_o}{V_i}$ ) กับความถี่ของสัญญาณขาเข้าที่เปลี่ยนแปลง แสดงในรูป ๕.๓๗

๕.๒.๓ ผลการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรเมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วง  
จรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับเฟส เข้าด้วยกัน

ในการทดลองหัวข้อนี้ได้นำเอาวงจรทั้งสามต่อเข้าด้วยกันเพื่อหาลักษณะและคุณสมบัติ  
ทางไฟฟ้าของวงจร ลักษณะวงจรที่ต่อเข้ากันนี้ผลที่ได้จะมีลักษณะ เหมือนวงจรแบนด์พาส ฟิลเตอร์  
ที่ยอมให้ความถี่ระหว่าง ๘ เฮิทซ์ ถึง ๓๐ เฮิทซ์ ผ่านเท่านั้น สัญญาณเอาท์พุทจะถูกทำการขยาย  
ให้มีขนาดสูงขึ้นตามผลคูณของอัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าแต่ละวงจร

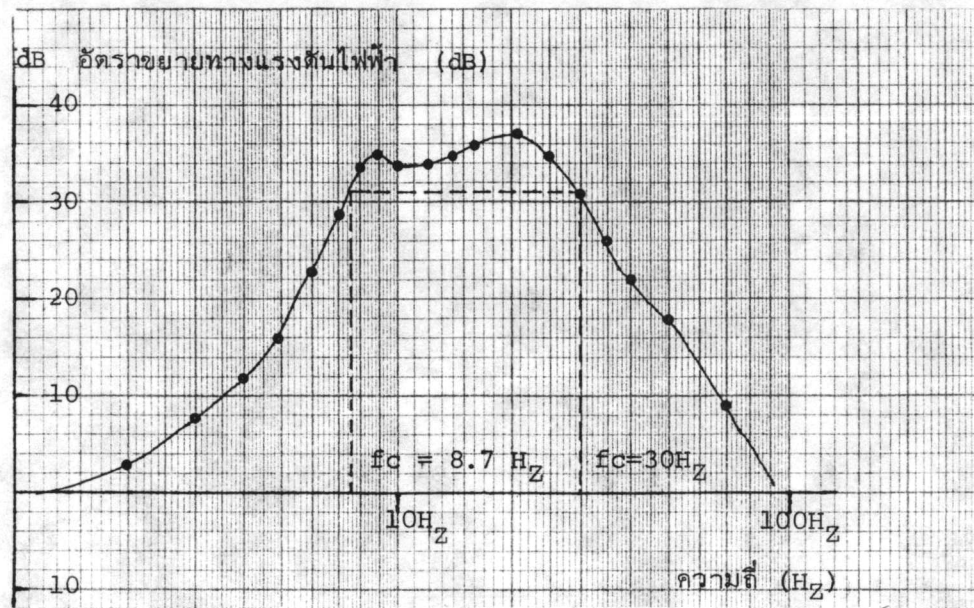


รูป ๕.๓๗ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเป็น  
เดซิเบล (อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าเป็น เดซิเบลกับความถี่)

ในการทดลองวงจรกระทำเช่นเดียวกับการทดลองในวงจรตัวกรองความถี่ตามหัวข้อ  
๕.๒.๑ และ ๕.๒.๒ โดยทำการป้อนสัญญาณรูปไซน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าที่ขั้วขาเข้า  
ของวงจร ทำการวัดสัญญาณขาออกที่เอาต์พุตของวงจร โดยขณะทดลองได้ทำการปรับความ  
ถี่ ตั้งแต่ ๑ เฮิทซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิทซ์ นำข้อมูลที่ทดลองได้มาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระ  
หว่างอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า  $\left(\frac{V_o}{V_i}\right)$  กับความถี่ ดังในกราฟรูป ๕.๓๘

จากผลการทดลองพบว่า เมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านวงจรตัวกรองความ  
ถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับเฟสเข้าด้วยกัน ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เป็นดังนี้

- |                           |   |      |        |
|---------------------------|---|------|--------|
| - ความถี่คัตออฟต่ำ        | = | ๗.๘  | เฮิทซ์ |
| - ความถี่คัตออฟสูง        | = | ๓๐   | เฮิทซ์ |
| - แบนด์วิธ (-๓ dB)        | = | ๒๒.๒ | เฮิทซ์ |
| - อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า | = | ๕๐   |        |



รูป ๕.๓๘ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า เป็น เดซิเบลกับความถี่ เมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับ เฟส เข้าด้วยกัน

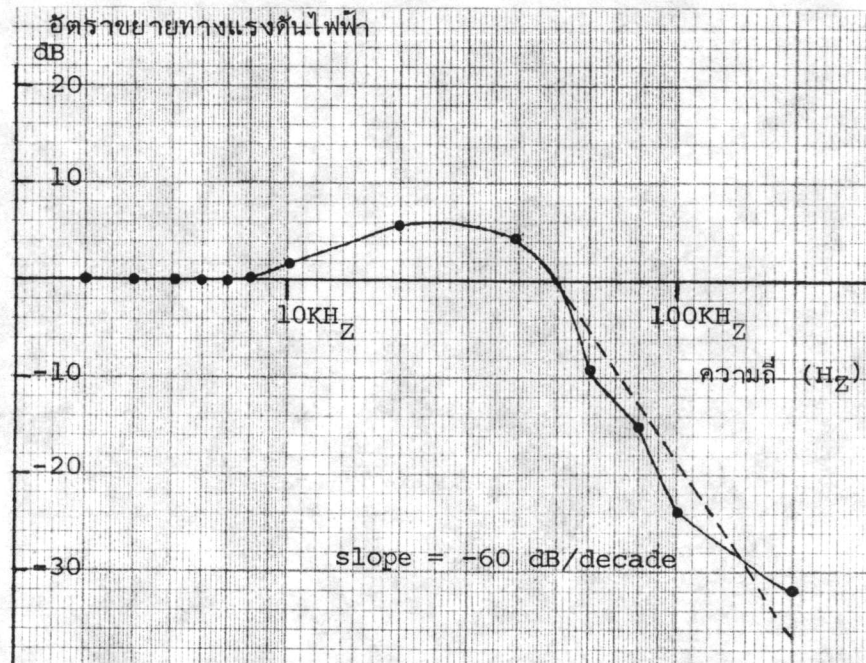
- Damping ของตัวกรองความถี่สูงผ่านน้อยกว่า ๓ เดซิเบล และ Damping ของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ ๓ เดซิเบล

#### ๕.๒.๔ ผลการทดลองวงจรกรองความถี่วิหุ

ในบทที่ ๔ ซึ่งกล่าวถึงการออกแบบวงจรกรองความถี่วิหุ ได้ทำการออกแบบให้วงจรทำหน้าที่กรองความถี่วิหุตั้งแต่ความถี่ ๕๐ กิโลเฮิรซ์ ออกไป โดยใช้วงจร LC FILTER เป็นวงจรกรองความถี่วิหุ เป็นการป้องกันคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่สูงรบกวนระบบการทำงานวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ

ในการทดลองวงจร เพื่อหาความถี่ตอบสนองต่อสัญญาณขาเข้าได้กระทำ เช่นเดียวกับวงจรตัวกรองความถี่สูงและต่ำผ่าน โดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์เข้าที่ขั้วขาเข้า ขนาด ๑ โวลต์ พิค-ทู-พิก วัตถุประสงค์นอกที่เอาท์พุท โดยการปรับความถี่ตั้งแต่ ๑ เฮิรซ์ จนถึง ๑

เมกกะ เฮิทซ์ นำข้อมูลที่ได้มาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้ากับความถี่ที่เปลี่ยนแปลง ตามกราฟรูป ๕.๓๔



รูป ๕.๓๔ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรกรองความถี่วิหุ เป็น เดซิเบล (อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า เป็น เดซิเบลกับความถี่)

จากผลการทดลองตามกราฟที่แสดงในรูป ๕.๓๔ วงจรกรองความถี่สูงที่ออกแบบให้ความถี่คัตออฟที่ ประมาณ ๕๔ กิโลเฮิทซ์ สโลป เท่ากับ - ๖๐ dB/decade อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า  $\frac{V_o}{V_i}$  เท่ากับ ๑ แบนด์วิธ ของวงจรกรองความถี่วิหุ เท่ากับ ๕๔ กิโลเฮิทซ์

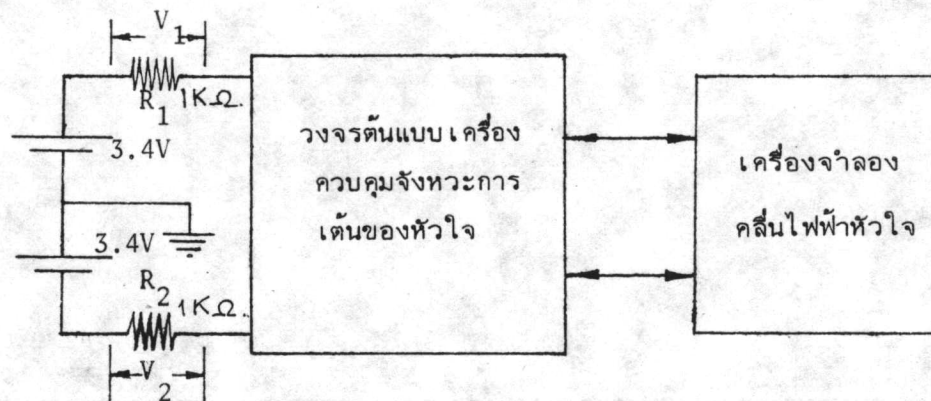
#### ๕.๒.๕ ผลการทดลองวัตรกระแส Pacing และกระแส Inhibited

จุดมุ่งหมายของการทดลองเพื่อวัตรกระแสที่ไหลในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและกระแสที่จ่ายให้ไหลลด โดยทำการวัตรกระแสใน ๒ ลักษณะของการทำงานของวงจร คือในลักษณะแรก เครื่องจะทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacing) กระแสที่วัดในวงจรจะเป็นกระแสที่ไหลในวงจรร่วมกับกระแสที่จ่ายให้กับไหลลด

ในลักษณะที่สอง เครื่องจะหยุดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Inhibited) ทั้งนี้เพราะหัวใจทำงานเองได้โดยไม่ต้องมีคลื่นไฟฟ้าจากภายนอกมาควบคุม กระแสที่วัดในวงจรเป็นกระแสที่ไหลในวงจรเท่านั้น การทดลองวัดกระแส Pacing และกระแส Inhibited จะทำให้ทราบถึงพลังงานที่ใช้ไปในวงจรในขณะที่เครื่อง Inhibited และ Pacing เพื่อเป็นข้อมูลในการกำหนดการใช้แบตเตอรี่ในแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการ

### การวัดกระแส Inhibited

ในการทดลองวัดกระแสไฟฟ้าขณะที่วงจรต้นแบบ Inhibited นั้น ได้ใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อเข้ากับเอาต์พุตของวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ทางด้านแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ต่อเข้าวงจรต้นแบบ ได้ต่อความต้านทานค่า ๑ กิโลโอห์ม ระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรต้นแบบดังแสดงในรูป ๕.๔๐ ขณะที่วงจรต้นแบบทำงานแบบ



รูป ๕.๔๐ วิธีการวัดกระแส Inhibited ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการ

Inhibited หยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้ไหลลงกระแสที่ไหลออกจากแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าทั้งไฟบวกและลบจะไหลผ่าน  $R_1$  และ  $R_2$  วัดแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวความต้านทาน  $R_1$  และ  $R_2$  นำแรงดันไฟฟ้าที่ได้มาคำนวณหากระแสไฟฟ้าที่ใช้ในขณะที่วงจรต้นแบบ Inhibited

จากผลการทดลองวัดแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม  $R_1$  และ  $R_2$  พบว่า



แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม  $R_1$  ( $1K \Omega$ ) = 8.7 mV. สำหรับไฟบวก

แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม  $R_2$  ( $1K \Omega$ ) = 8.5 mV. สำหรับไฟลบ

ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\text{กระแสไฟฟ้าที่ไหลในระบบไฟบวก} = \frac{V_1}{R_1} = \frac{8.7\text{mV}}{1K\Omega} = 8.7 \mu\text{A.}$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าที่ไหลในระบบไฟลบ} = \frac{V_2}{R_2} = \frac{8.5\text{mV}}{1K\Omega} = 8.5 \mu\text{A.}$$

∴ กระแส Inhibited ของวงจรต้นแบบ

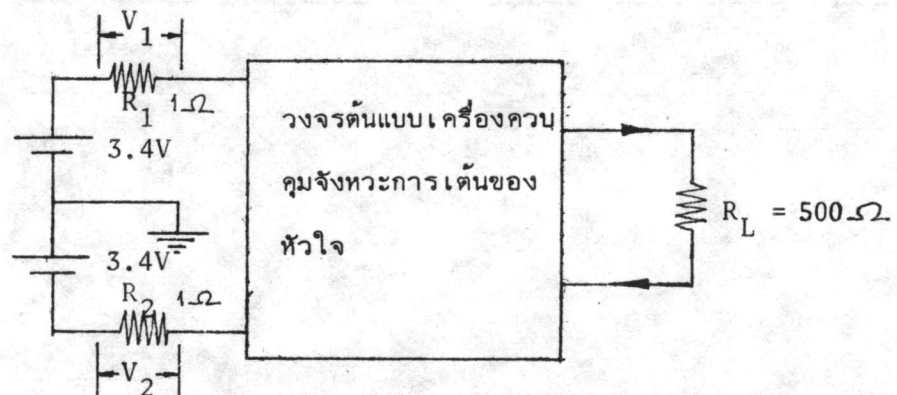
$$\text{ในระบบไฟบวก} = 8.7 \mu\text{A.}$$

$$\text{ในระบบไฟลบ} = 8.5 \mu\text{A.}$$

#### การวัดกระแส Pacing

การวัดกระแส Pacing ในวงจรต้นแบบกระทำได้เช่นเดียวกับการวัดกระแส Inhibited แตกต่างกันตรงที่ไม่ใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพราะในขณะที่วงจรต้นแบบไม่ได้รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้ามาในวงจรต้นแบบ วงจรจะทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปตามคาบเวลาของวงจรในภาคกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ กระแสไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรเป็นกระแสที่ใช้เลี้ยงวงจร ร่วมกับกระแสไฟฟ้าเฉลี่ยที่จ่ายให้ไหลในช่วงเวลา ๑ พัลส์

การวัดกระแสที่จ่ายให้ไหล ได้ใช้ความต้านทานค่า ๑ โอห์ม ต่อระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรต้นแบบ เป็นค่า  $R_1$  และ  $R_2$  ตามรูป ๕.๔๑



รูป ๕.๔๑ วิธีการวัดกระแส Pacing ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในช่วงเวลา ๑ มิลลิวินาที ที่วงจรถับแบบจ่ายกระแสไฟฟ้าให้โหลด จากการวัด

แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม  $R_1$  และ  $R_2$  พบว่า

$$\text{แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม } R_1 (1\Omega) = 13.5 \text{ mV.}$$

$$\text{แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม } R_2 (1\Omega) = 11.5 \text{ mV.}$$

ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่ไหลในช่วง ๑ มิลลิวินาที ของระบบไฟบวก

$$= \frac{V1}{R1} = \frac{13.5\text{mV}}{1\Omega} = 13.5 \text{ mA.}$$

กระแสไฟฟ้าที่ไหลในช่วง ๑ มิลลิวินาที ของระบบไฟลบ

$$= \frac{V2}{R2} = \frac{11.5\text{mV}}{1\Omega} = 11.5 \text{ mA.}$$

จากการวัดสามารถนำมาคำนวณหากระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของคลื่นไฟฟ้าช่วง

แคบโดยคำนวณได้ดังนี้

$$\text{กำหนดให้ ช่วงเวลา } \ll T \text{ มิลลิวินาที} = T$$

$$\text{ในช่วงเวลา } ๑ \text{ มิลลิวินาที} = \frac{T}{835}$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟบวก} = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) dt$$

$$= \frac{1}{T} \int_0^{T/835} 13.5\text{mA} dt + \frac{1}{T} \int_{T/835}^T (0) dt$$

$$= \frac{1}{T} (13.5\text{mA} \times \frac{T}{835})$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟบวก} = \frac{13.5\text{mA}}{835} = 16.2 \mu\text{A.}$$

ในทำนองเดียวกัน

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟลบ} = 13.8 \mu\text{A.}$$

การวัดกระแสไฟเลี้ยงวงจรในวงจรถับแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

กระทำได้เช่นเดียวกับการวัดกระแส Inhibited โดยต่อ  $R_1$  และ  $R_2$  ค่า ๑ กิโลโอห์ม

ระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรถับแบบ วัดแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม  $R_1$  และ  $R_2$  ในช่วง

เวลาที่วงจรถับแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไป หลังจากการวัดแล้วนำมาคำนวณกระแส

พบว่า

กระแสไฟเลี้ยงวงจรในระบบไฟบวก = 8.2  $\mu$ A.

กระแสไฟเลี้ยงวงจรในระบบไฟลบ = 8  $\mu$ A.

ดังนั้น กระแส Pacing ของวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ  
แบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในระบบไฟบวก = กระแสไฟเลี้ยงวงจรไฟบวก + กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยไฟบวก  
= 8.2  $\mu$ A + 16.2  $\mu$ A  
= 24.4  $\mu$ A

ในระบบไฟลบ = กระแสไฟเลี้ยงวงจรไฟลบ + กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยไฟลบ  
= 8  $\mu$ A + 13.8  $\mu$ A  
= 21.8  $\mu$ A

จากการวัดกระแส Inhibited และกระแส Pacing เขียนสรุปได้คือ

กรณีวัดกระแส Inhibited

กระแสที่ไหลในระบบไฟบวก = 8.7  $\mu$ A.

กระแสที่ไหลในระบบไฟลบ = 8.5  $\mu$ A.

กรณีวัดกระแส Pacing

กระแสที่ไหลในระบบไฟบวก = 24.4  $\mu$ A.

กระแสที่ไหลในระบบไฟลบ = 21.8  $\mu$ A.

๕.๒.๖ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ

จุดมุ่งหมายของการทดลองในหัวข้อนี้เพื่อต้องการทราบขีดความสามารถของวงจรต้นแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้ออกแบบไว้ในบทที่ ๔ โดยทำการทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรขณะต่อวงจรบนแผ่นทดลอง ในอุณหภูมิประมาณ ๓๗° ซ ได้ผลการทดลองดังนี้

ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า (ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม ๓๗° ซ)

Function R-wave inhibited (VVI)

Pulse duration 1 msec.

Basic Rate	73	BPM
Magnet Test Rate	73	BPM
Pulse Amplitude		
Voltage	5.4	V
Current	10.8	mA.
R-wave sensitivity	2	mV.
Refractory period		
Sensing	370	msec
Pacing	370	msec
Magnet refractory period	720	msec
Radio frequency Protection	- 60 dB AT 50 KHz	
Defibrillator Protection	460	Joules
Battery depletion indications	Fast rate at V <sup>-</sup> depletion	
	Slow rate at V <sup>+</sup> depletion	
Energy deliver to load 500 ohm	58.32	μJ.
per pulse		
current drain		
Pacing	24.4 μA หรือ	141.52 μW.
Inhibited	8.7 μA หรือ	50.46 μW.



จากข้อมูลดังกล่าวข้างต้น เมื่อทำการเปรียบเทียบกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ของบริษัทต่าง ๆ ซึ่งส่งมาจำหน่ายในประเทศไทยดังแสดงในตารางเปรียบเทียบรูป ๕.๔๒ พบว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบที่ได้ทำการวิจัย มีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงกัน

๕.๒.๗ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ เมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลง จุดมุ่งหมายของการทดลองนี้เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบเมื่อวงจรต้นแบบอยู่ในอุณหภูมิต่าง ๆ กัน การทดลองกระทำเช่นเดียวกัน

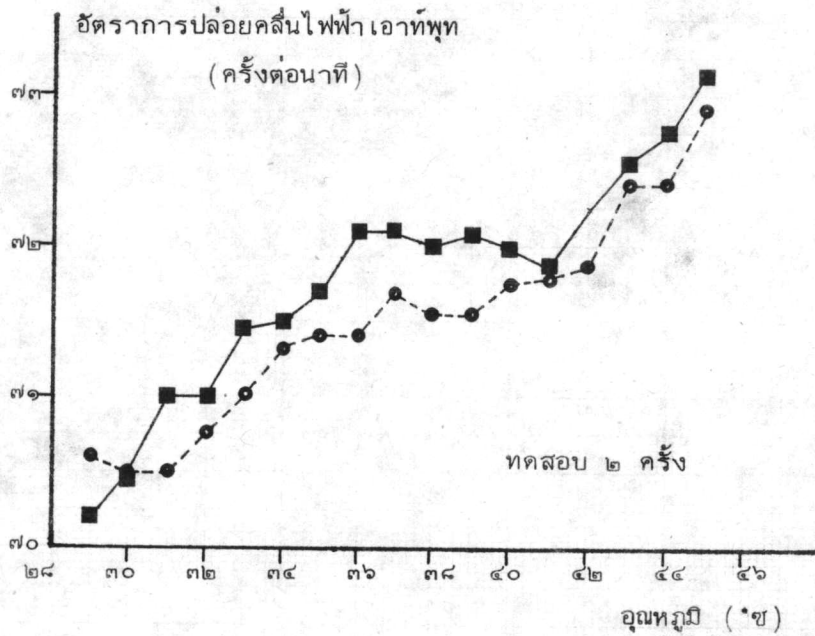
ตารางที่ ๕.๔๒ ตารางเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กับเครื่องรุ่นต่าง ๆ ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย

ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรที่ Load 500 $\Omega$ 37°C	NO. 1	NO. 2	NO. 3	NO. 4	NO. 5	NO. 6	NO. 7	NO. 8	NO. 9
Function	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI
Pulse duration (msec)	1	.06- 1.7	.6 + .04	.53	.5- .7	1	.75	< 1	1
Basic rate (BPM)	70 + 2	72 + 2	72 + 3	72	60- 100	69- 75	70 + 2	60- 100	73
Magnet test rate (BPM)	100	72 + 3	72 + 3	-	60- 100	20% above NOR.	100+ 3	60- 100	73
Pulse Amplitude Voltage (V)	5.2	5.2+ 2	5.6+ .25	5.2	4.8	5	> 5	4.8	5.4
current (mA)	10.4	10.4 + .4	11+ .5	10.4	9.6	10	> 10	9.6	10.8
R-wave sensitivity (mV)	1.3- 2.3	2+ .5	2+ .6	2.1	1.8- 3.4	1.5	1.6- 1.9		2
sensing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	310	315- 380	630	330	315- 380	370
pacing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	290	315- 380	330	330	315- 380	370
Power source	Lith cell	Mer cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cel	+V Power Supply
Interference Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	-60dB at 50 kHz
Defibrillator Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	$\leq$ 460J
Battery depletion indicator	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	+6 BPM	slow rate	slow rate	fast at V slow at V
energy deliver to load 500 $\Omega$ / pulse ( $\mu$ J)	54. 08	54. 08	61.6	54. 08	46. 08	50	> 50	46. 08	58.32
current pacing ( $\mu$ A)	55.7	Vari	-	20	-	-	25	-	24.4
current inhibited ( $\mu$ A)	14.8	Vari	-	-	-	-	7	-	8.7

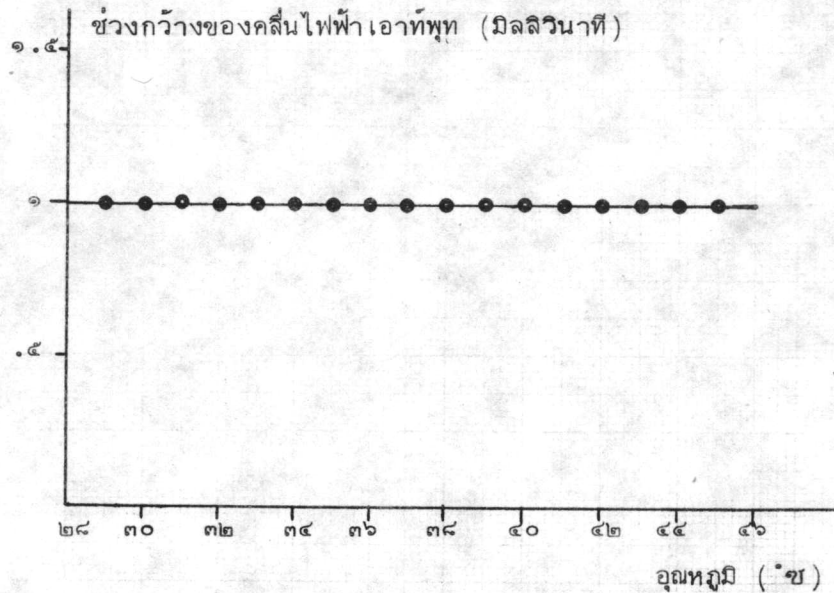
หมายเหตุ -

NO. 1	Model 207	บริษัท	Siemen - elema
NO. 2	Model 5961	บริษัท	Medtronic
NO. 3	Model 28	บริษัท	Edward Pacemaker
NO. 4	Model 182	บริษัท	Teletronic
NO. 5	Model 223	บริษัท	Intermedis
NO. 6	Model 0401	บริษัท	Cardiac Pacemaker
NO. 7	Model 629	บริษัท	Siemen - elema
NO. 8	Model 229	บริษัท	Intermedics
NO. 9	เครื่องที่ดำเนินการวิจัย		

กับการทดลองในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ โดยนำวงจรต้นแบบที่สร้างบนแผ่นทดลองนำเข้าสู่ทดลอง ใช้เครื่องทำความร้อนเป่าให้อุณหภูมิภายในตู้เปลี่ยนแปลงในช่วงอุณหภูมิ ๒๙°ซ ถึง ๔๕°ซ ทำการบันทึกข้อมูลนำไปเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงดังแสดงในรูป ๕.๔๓ และ ๕.๔๔ ตามลำดับ



รูป ๕.๔๓ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง ในวงจรต้นแบบ



รูป ๕.๔๔ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาต์พุต กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง ในวงจรต้นแบบ

จากการทดลองพบว่า เมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงในช่วง ๒๘°ซ ถึง ๔๕°ซ อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเปลี่ยนแปลง ประมาณ  $\pm 1-2$  ครั้งต่ออนาที ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตจะมีค่าคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ

๕.๒.๘ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กรณีใช้แม่เหล็กทดสอบ เมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลง

การทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กรณีใช้แม่เหล็กทดสอบคล้ายกับการทดลองในหัวข้อที่ ๕.๒.๗ ต่างกันตรงที่กำหนดให้วงจรทำงานเป็นแบบให้อัตรา



เดินเมื่อต้องการ โดยใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจป้อน เข้าทาง เอาท์พุทของวงจรถับแบบ วงจรถับแบบจะทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปก็ต่อ เมื่อไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลอง เข้ามาใน เวลาที่กำหนด การใช้แม่เหล็กทดสอบก็เพื่อให่วงจรถับแบบไม่ตอบสนองต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำ ลองที่เข้ามา วงจรถับแบบจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบด้วยอัตราคงที่ การทดลองได้กระทำ ในอุทกทดลองที่ปรับอุณหภูมิตั้งแต่ ๒๕° ซ ถึง ๔๕° ซ นำข้อมูลที่ได้เขียนกราฟดังแสดงในรูป ๕.๔๕ และ ๕.๔๖ แสดงความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถับแบบกับอุณหภูมิ ที่เปลี่ยนแปลง ตามลำดับ

จากผลการทดลองพบว่าอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของวงจรถับแบบมีการเปลี่ยนแปลง  $\pm ๑-๒$  ครั้งต่อนาที ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทไม่มีการ เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ

๕.๒.๔ ผลการทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถับแบบ เมื่อแรงดันไฟฟ้าของ แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง

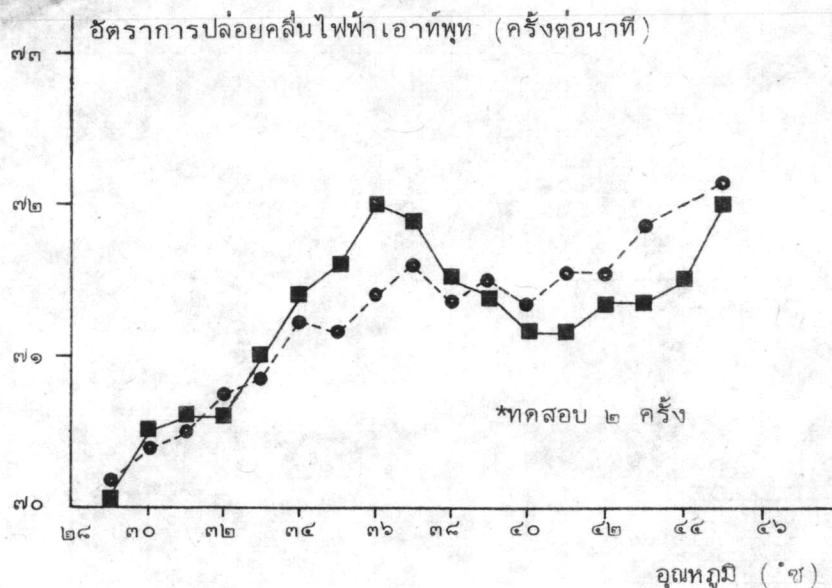
การทดลองในหัวข้อนี้ต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ วงจรถับแบบว่า เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟาลดลง จะมีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟ ฟ้าของวงจรถับแบบใดที่เป็นเครื่องชี้ให้เห็นว่าอายุการใช้งานของ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจ ล้นสุดลง ในการทดลองกระทำในห้องปฏิบัติการที่มีอุณหภูมิ ประมาณ ๓๗° ซ โดยทำการ ทดลองใน ๓ ลักษณะ คือ

ลักษณะแรก ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจาก  $\pm ๓.๔$  โวลต์ ลงมาจนถึง  $\pm ๒.๒$  โวลต์

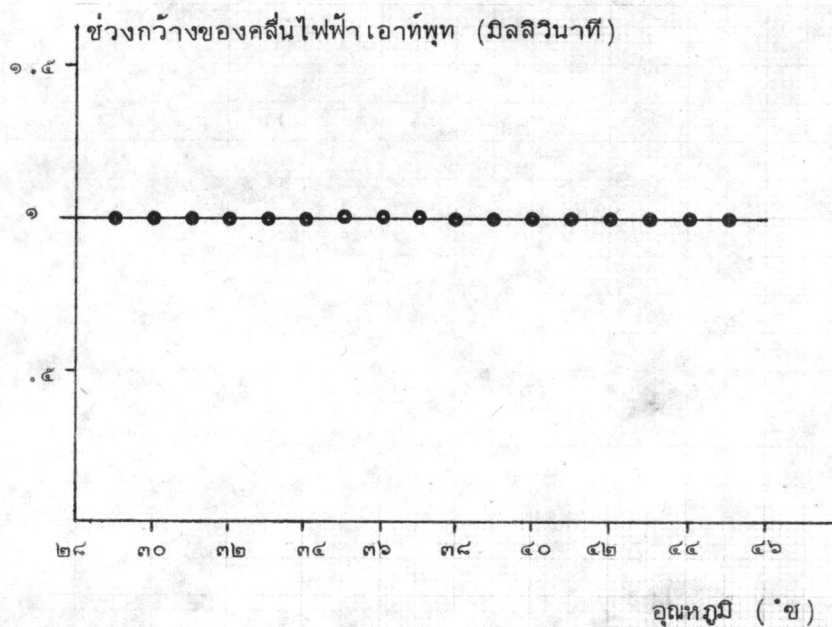
ลักษณะที่สอง ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า  $+ ๓.๔$  โวลต์ ลง มาจนถึง  $+ ๒.๒$  โวลต์ โดยให้แรงดันไฟฟ้า  $- ๓.๔$  โวลต์ คงที่

ลักษณะที่สาม ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า  $- ๓.๔$  โวลต์ ลง มาจนถึง  $- ๒.๒$  โวลต์ โดยให้แรงดันไฟฟ้า  $+ ๓.๔$  โวลต์ คงที่

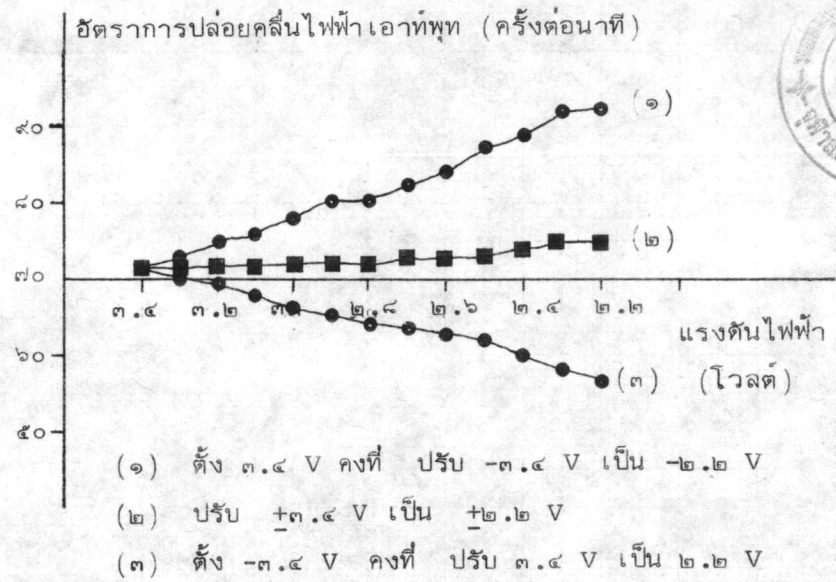
นำข้อมูลที่ได้มาเขียนกราฟดังแสดงในรูป ๕.๔๗, ๕.๔๘ แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถับแบบ กับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง



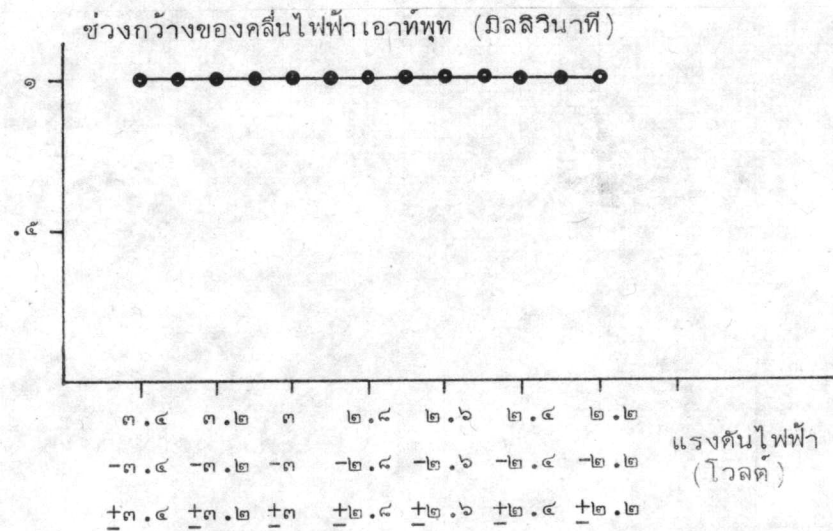
รูป ๕.๔๕ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง (๒๙°ซ - ๔๕°ซ) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ



รูป ๕.๔๖ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง (๒๙°ซ - ๔๕°ซ) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ



รูป ๕.๔๗ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท กับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง

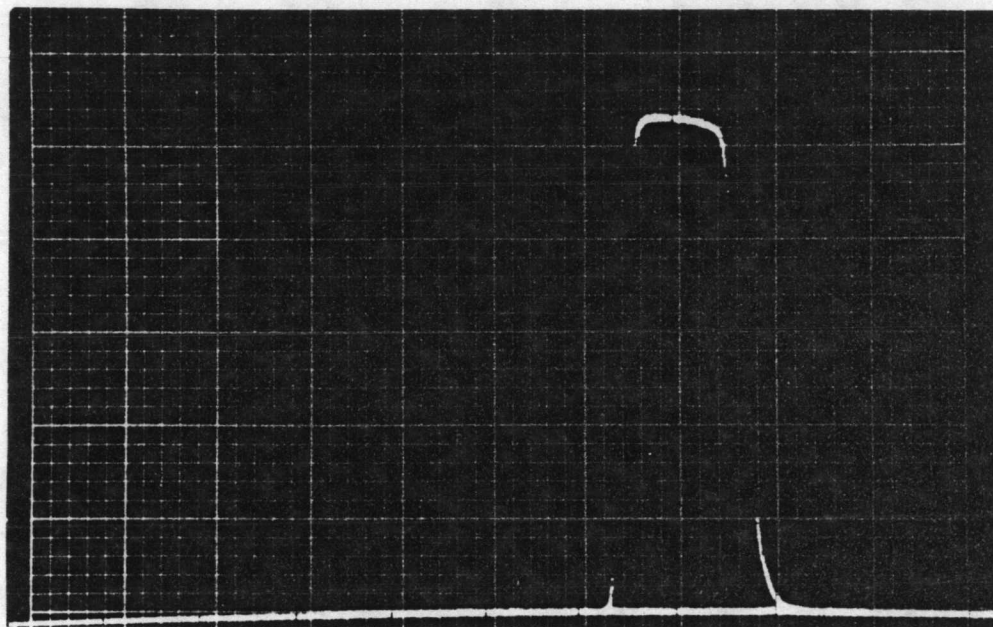


รูป ๕.๔๘ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท กับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง

จากผลการทดลองทำให้ทราบว่าเมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง มีผลทำให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุทของวงจรต้นแบบเกิดการเปลี่ยนแปลง โดยเมื่อทำการปรับไฟ + ๓.๔ โวลต์ จนถึง + ๒.๒ โวลต์ ทำการกำหนดให้แรงดันไฟฟ้า - ๓.๔ โวลต์ คงที่ อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุทช้าลง ๕ ครั้งต่อนาที เมื่อแรงดันไฟฟ้า + ๓.๔ โวลต์ ลดลง .๔ โวลต์ เมื่อทำการปรับไฟ - ๓.๔ โวลต์ ลงจนถึง - ๒.๒ โวลต์ โดยกำหนดให้แรงดันไฟฟ้า + ๓.๔ โวลต์ คงที่ อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุทเร็วขึ้น ๖ ครั้งต่อนาที เมื่อแรงดันไฟฟ้า - ๓.๔ โวลต์ ลดลง .๔ โวลต์ แต่เมื่อทำการปรับไฟ  $\pm 3.4$  โวลต์ ลงจนถึง  $\pm 2.2$  โวลต์ พบว่าอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุทค่อนข้างคงที่ผิดพลาด  $\pm 2$  ครั้งต่อนาที ส่วนการทดลองวัดช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุท พบว่าเมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไปไม่ทำให้ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาร์ทพุทเกิดการเปลี่ยนแปลงแต่อย่างใด

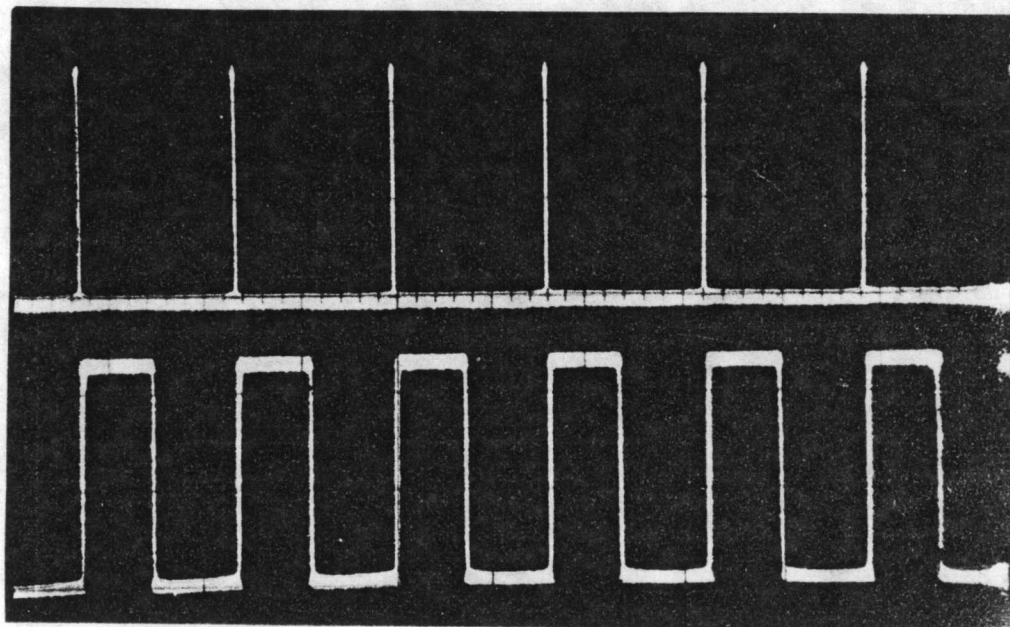
#### ๕.๒.๑๐ ผลการบันทึกภาพรูปร่างของสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของวงจรต้นแบบ

การทดสอบในหัวข้อนี้ เป็นการวัดรูปร่างของสัญญาณที่ปรากฏตามตำแหน่งต่าง ๆ ที่สำคัญ ของวงจรต้นแบบ อีกทั้งเป็นการทดสอบการทำงานของวงจรต้นแบบว่าสามารถทำงานในทุกกรณี ที่วงจรทำงานเป็นแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการและในกรณีที่ใช้แท่งแม่เหล็กเปลี่ยนระบบการทำงาน จากแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ เป็นแบบให้อัตราเดินคงที่ โดยนำออสซิลโลสโคปมาวัดตามตำแหน่งต่าง ๆ ของวงจรต้นแบบ แล้วทำการถ่ายภาพรูปร่างของสัญญาณดังแสดงในรูป ๕.๔๔ ถึง รูป ๕.๔๗ ซึ่งได้แสดงรูปร่างสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ดังต่อไปนี้



Timebase = 1 msec/cm.  
Vertical Gain = 1 V/cm.

รูป ๕.๔๘ รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ขาคาโอดของ Z.D.1



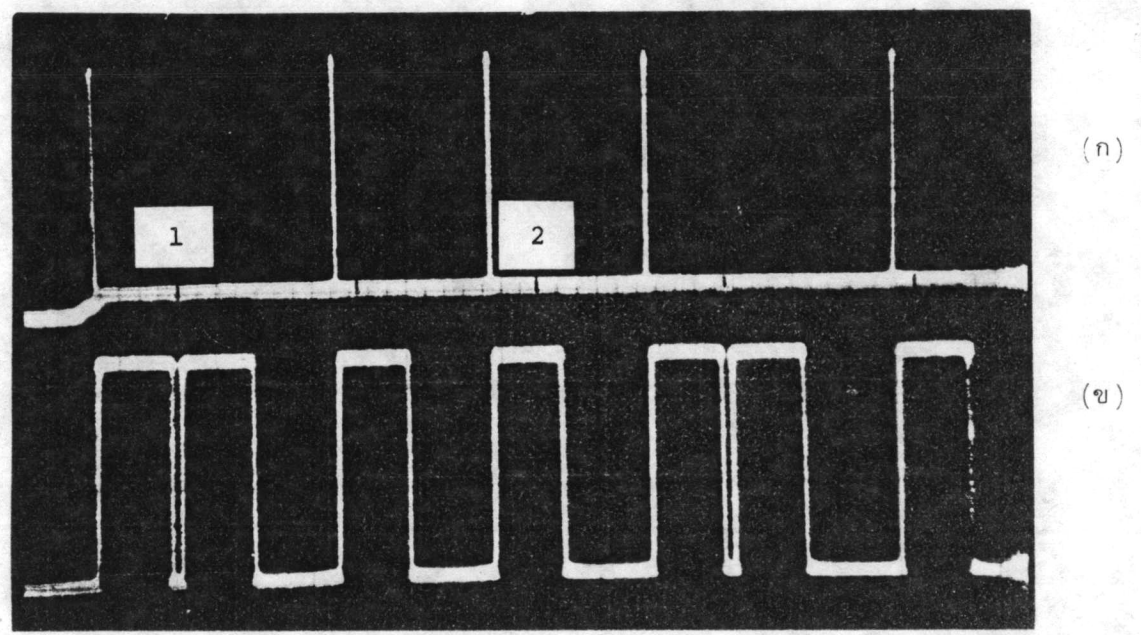
(ก)

(ข)

Timebase = .5 sec/cm.  
Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๐ รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ขาคาโอดของ Z.D.1 (ก) เปรียบเทียบกับสัญญาณเอาท์พุทของภาคโมโนสเตเบิล มัลติไวเบเรเตอร์ วัตที่ขา ๖ ของ IC4 (ข)

ในรูป ๕.๕๐ เป็นการทดสอบวัดสัญญาณโดยเปรียบเทียบกันระหว่างคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุทที่จ่ายในโหลด ( $R_L$ ) กับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ การทดสอบนี้เป็นการแสดงสภาพการทำงานของวงจรต้นแบบขณะไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาในวงจรต้นแบบ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุทประมาณ ๑ มิลลิวินาที คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่วนหนึ่งจะย้อนกลับเข้าวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ทำช่วงเวลา Pacing refractory period ๕๐๐ มิลลิวินาที ซึ่งในช่วงเวลานี้วงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่เข้ามาในวงจร ซึ่งหมายความว่า จะไม่เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบอีกในช่วงเวลา Pacing refractory period

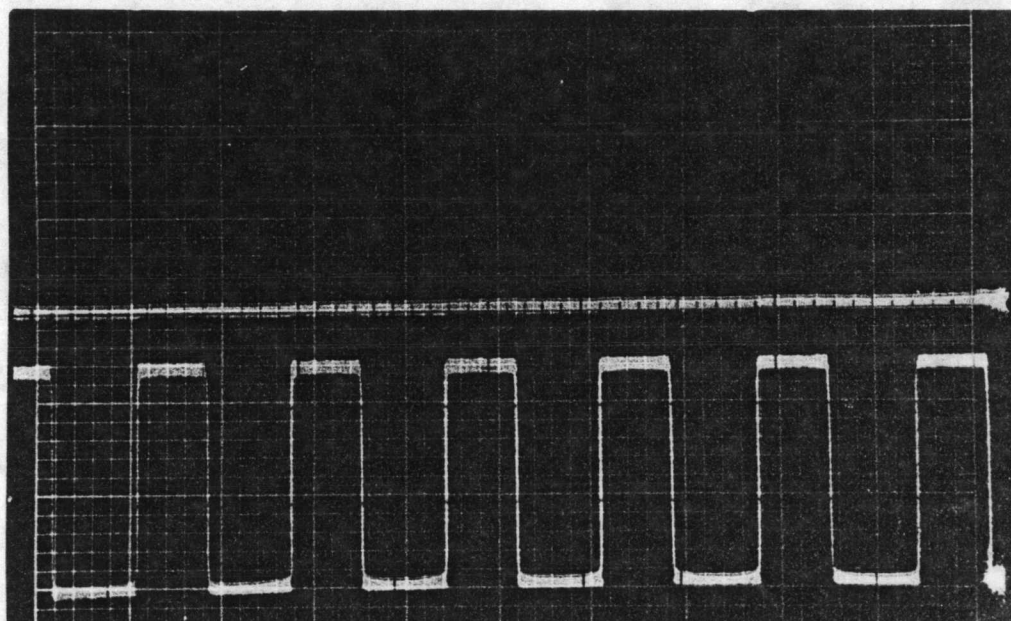


Timebase = .5 sec/cm.  
Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๑ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัดที่ขาคาโอด Z.D1(ก) กับสัญญาณเอาท์พุท ขา ๖ IC4 ของวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อเครื่องทำงานแบบให้พัลส์เริ่มต้นเมื่อต้องการ

ในรูป ๕.๕๑ เป็นการทดสอบวงจรต้นแบบให้ทำงานแบบให้พัลส์เริ่มต้นเมื่อต้องการ

โดยบ้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองในอัตรา ๖๐ ครั้งต่อนาที เข้าไปในวงจรต้นแบบ พบว่าถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบหลังช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที วงจรต้นแบบจะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (จุด ๑) แต่ถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบในช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที วงจรต้นแบบจะไม่ตอบสนองต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่เข้าไป (จุด ๒)



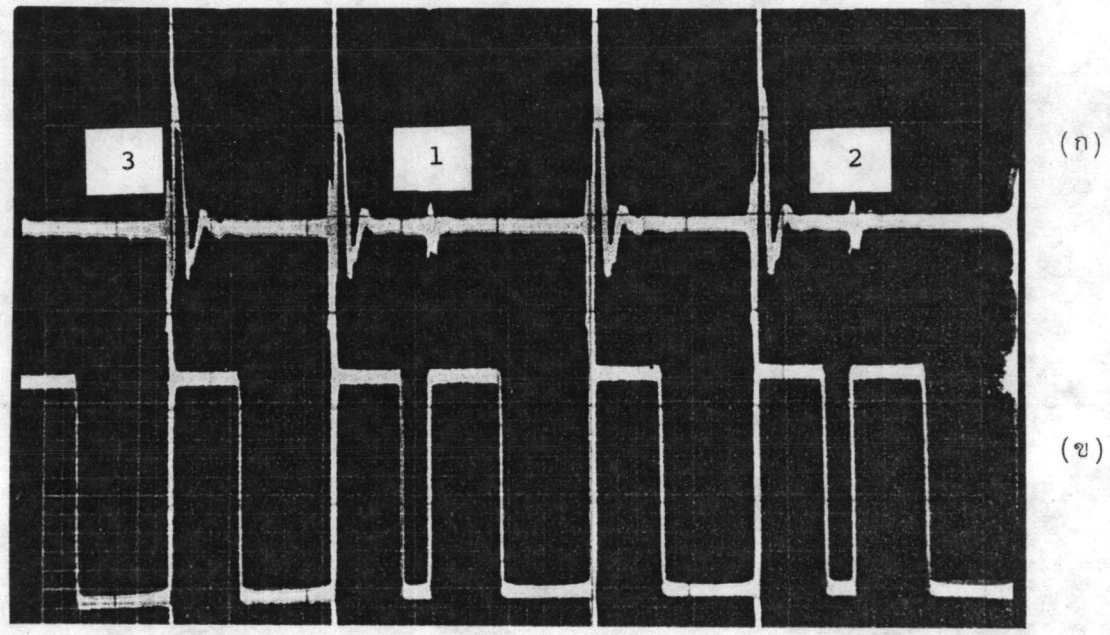
Timebase = .5 sec/cm.

Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๔.๕๒ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ขาคาโอด Z.D1 (ก) กับ สัญญาณเอาท์พุท ขา ๖ IC4 ของวงจรโมโนสเตเบิล มิลติไวเบรเตอร์ เมื่อบ้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที เข้าไปในวงจรต้นแบบ

ในรูป ๔.๕๒ เป็นการแสดงให้เห็นถึงสภาพการหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของวงจรต้นแบบ ในกรณีที่บ้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที หรือมากกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที (ในการทดลองบ้อนในอัตรา ๗๓ ครั้งต่อนาที) ซึ่งหมายความว่าถ้าหัวใจของผู้ป่วยเต้นเองได้ ในอัตราเต้น ๗๒ หรือมากกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที วงจรต้นแบบจะทํา

หน้าที่เป็นเครื่องสำรองแทนการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แต่ถ้าเมื่อใดอัตราเต้นของผู้ป่วยช้าลงกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที วงจรต้นแบบจึงจะทำหน้าที่แทนการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย



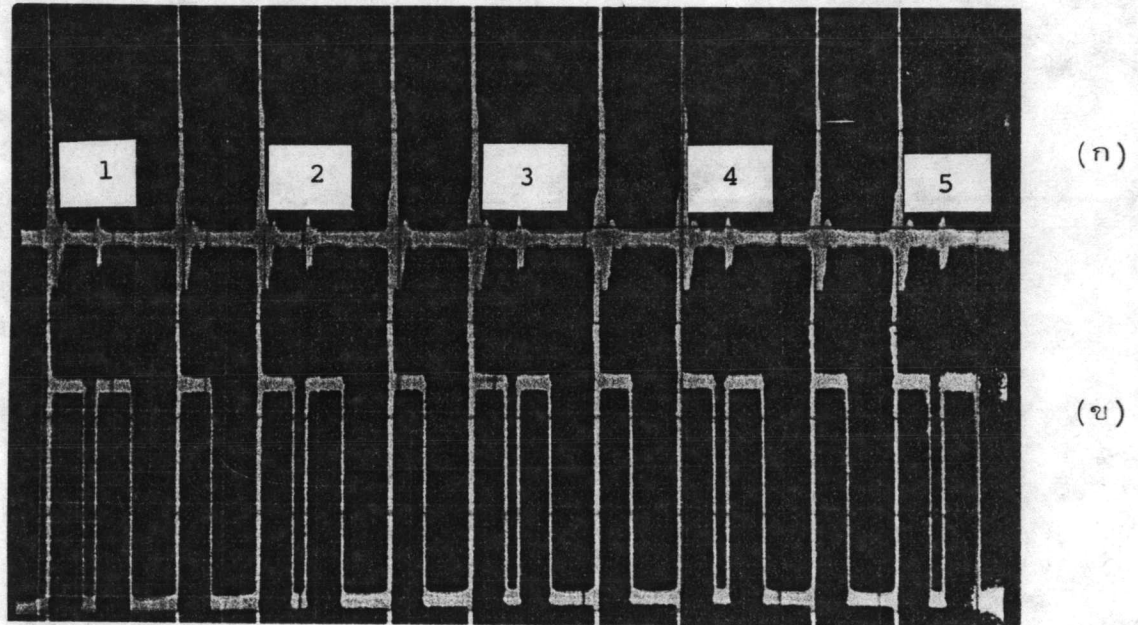
Timebase = .5 sec/cm.  
Vertical Gain (Upper) = .02 V/cm.  
(Lower) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๓ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วัตที่ขา ๖ IC1 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุตขา ๖ IC4 ของวงจรโมนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข)

ในรูป ๕.๕๓ แสดงให้เห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่เข้าไปในวงจรต้นแบบ (จุดที่ ๑ และ ๒) ในอัตรา ๒๕ ครั้งต่อนาที สัญญาณในจุดที่ ๓ ตามรูปเป็นคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ย้อนกลับเข้ามาในวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน ทำการสร้างช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที จากวงจรโมนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ เมื่อมีให้มีสัญญาณใด ๆ ไปทำให้เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลา ๔๐๐ มิลลิวินาที หลังจากวงจรต้นแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วง



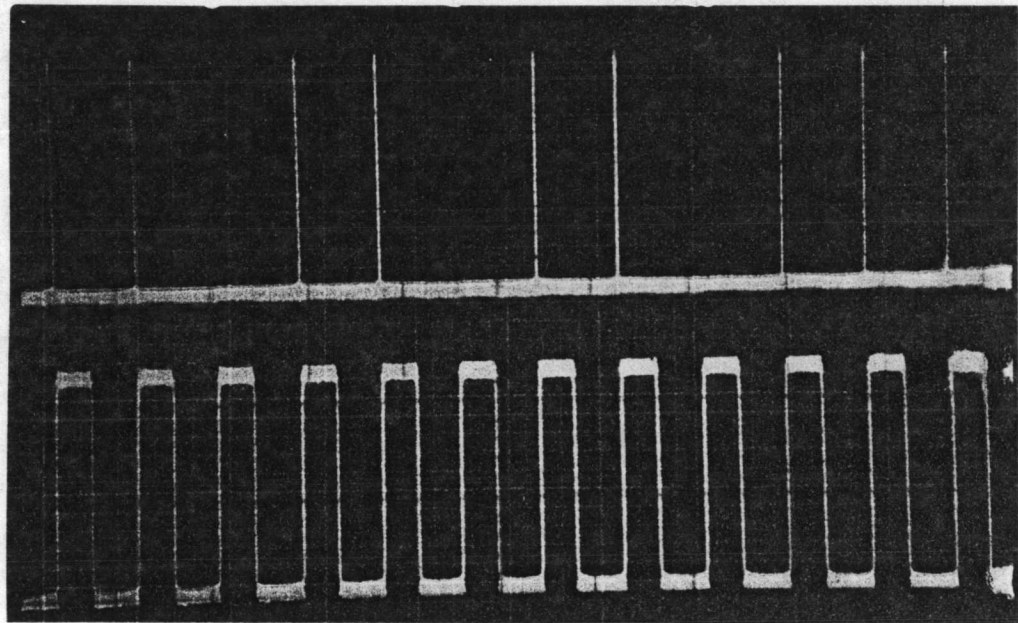
แคบที่จุด ๓ ออกไปแล้ว ในทำนองเดียวกันคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่จุด ๑ จะไปทำให้วงจร  
โมนอสเตเบิล มีลติไวเบรเตอร์ สร้างช่วงเวลา Sensing refractory periods ๔๐๐ มิลลิ  
วินาที เพื่อมิให้สัญญาณใด ๆ ไปทำให้เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลานี้



Timebase = 1 sec/cm.  
Vertical Gain (Upper) = .02 V/cm.  
(Lower) = 2 V/cm.

รูป ๔.๔๔ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรตัวกรองความถี่สูง วัดที่ขา ๖  
IC1 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุตขา ๖ IC4 ของวงจรโมนอสเตเบิล  
มีลติไวเบรเตอร์ (ข) Timebase 1 sec/cm.

ในรูป ๔.๔๔ มีลักษณะรูปร่างของสัญญาณคล้ายกับรูป ๔.๔๓ แต่ตั้งเวลาในการ  
สแกนของออสซิลโลสโคปให้ช้าลง เพื่อดูการทำงานของวงจรเครื่องต้นแบบในช่วงเวลาที่นาน  
กว่าในรูป ๔.๔๓ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองถูกปล่อยด้วยอัตรา ๒๕ ครั้งต่อนาที (จุดที่ ๑ - ๕)



(ก)

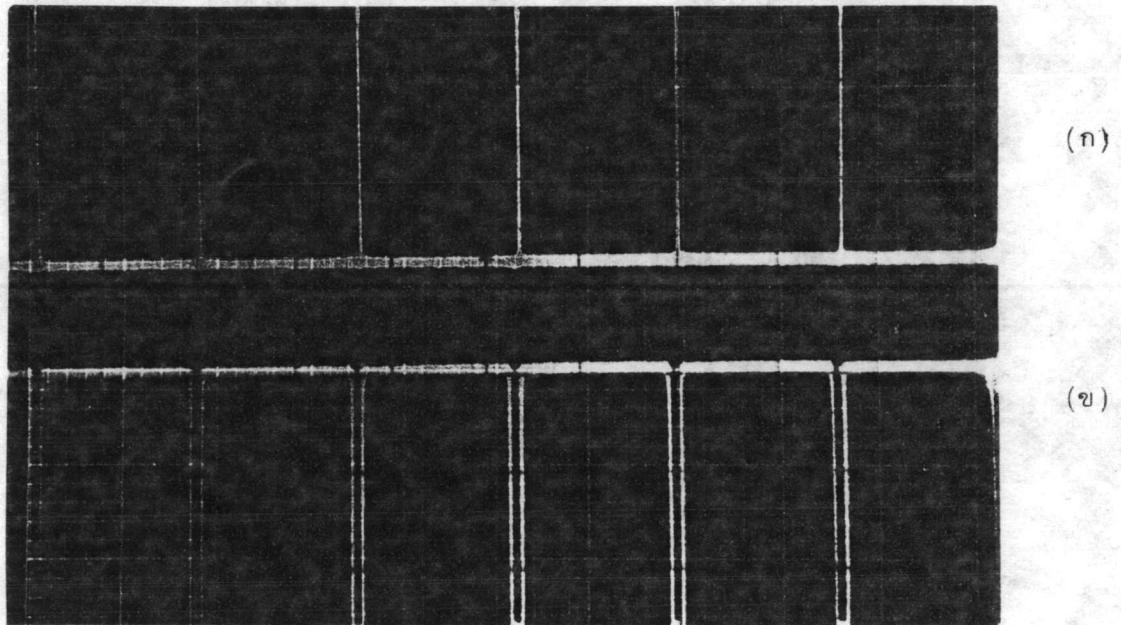
(ข)

Timebase = 1 sec/cm.

Vertical Gain (Upper) = 2 V/cm.

(Lower) = 2 V/cm.

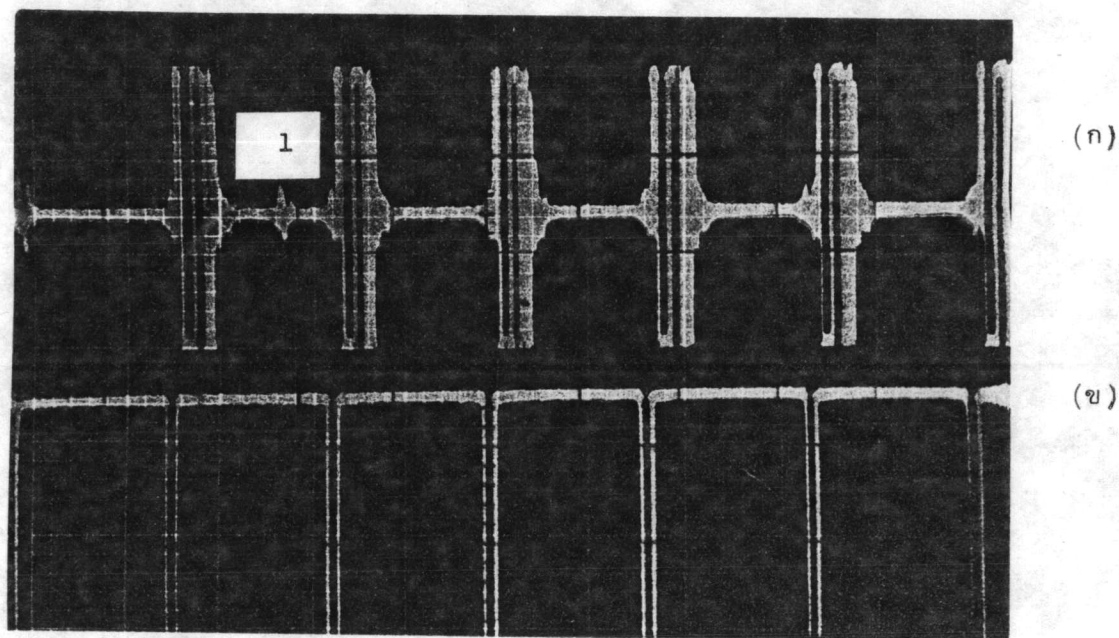
รูป ๕.๕๕ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาต์พุต วัตที่ซาคาโถด Z.D1 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุต ขา ๖ IC4 ของวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อเครื่องทำงานแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ โดยป้อนคลื่นไฟฟ้าจำลองในอัตรา ๓๐ ครั้งต่อนาที



Timebase = .5 sec/cm.

Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๖      เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ซาคาโถด Z.D.1 (ก)  
 กับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์(ข) เมื่อ  
 ใช้แม่เหล็กทดสอบ



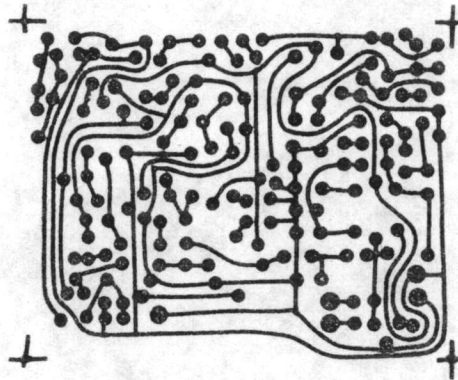
Timebase = .5 sec/cm.  
Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๔.๔๗ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายกลับเฟส ขา ๖ IC3 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุตของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ

ในรูป ๔.๔๖ และ ๔.๔๗ เป็นรูปร่างของสัญญาณตามตำแหน่งต่าง ๆ ในวงจรต้นแบบ โดยแสดงรูปร่างคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเอาต์พุต สัญญาณเอาต์พุตของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ สัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายกลับเฟส โดยในรูป ๔.๔๗ แสดงให้เห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองปรากฏที่จุด ๑ พบว่าถึงแม้จะมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้ามาหลังช่วงเวลา Pacing Refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที (ตามรูป) วงจรต้นแบบจะยังคงทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกสู่โหลดตลอดเวลาในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อวินาที วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์จะทำ Pacing refractory feriod ๔๐๐ มิลลิวินาที จึงแน่ใจได้ว่าเมื่อวงจรต้นแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปแล้ว ในช่วงเวลา ๔๐๐ มิลลิวินาที หลังจากปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะไม่มีสัญญาณใด ๆ ไปทำให้วงจรต้นแบบทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

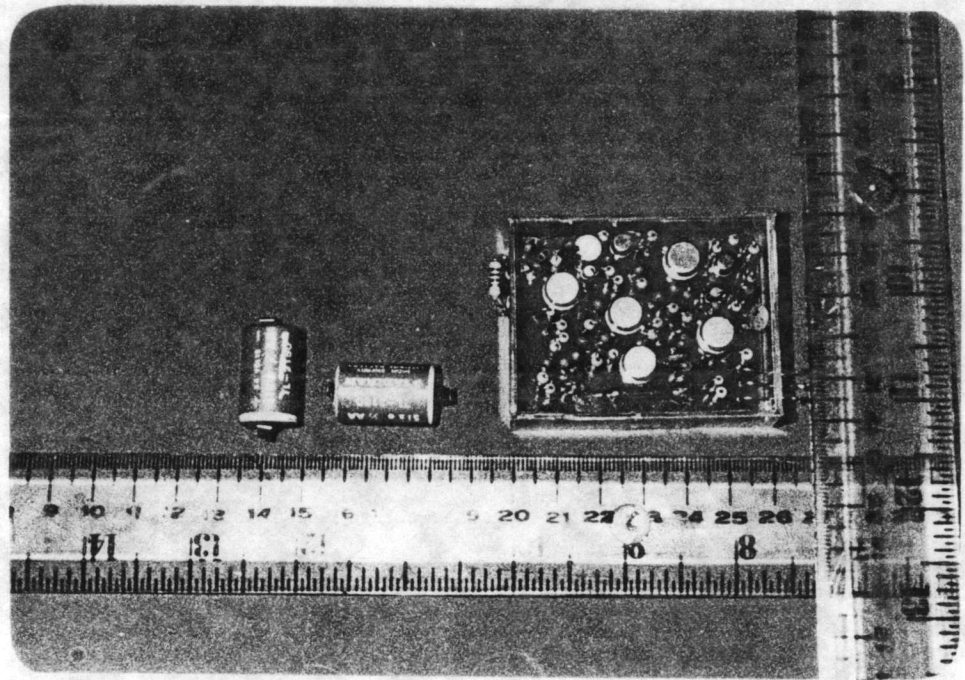
๕.๒.๑๑ การสร้างวงจรถับแบบบนแผ่นวงจรมพิมพ์หน้าเดียว

นำวงจรถับแบบที่ทดลองได้ผลเป็นที่พอใจแล้วไปออกแบบวงจรมพิมพ์หน้าเดียว ขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร ยาว ๕.๕ เซนติเมตร ดังรูป ๕.๕๔ นำไปแช่ในน้ำยาเคมีเฟอริคคลอไรด์ กัดเอาทองแดงส่วนที่ไม่ต้องการออก เหลือแต่ส่วนที่ต้องการไว้ นำไปล้างให้สะอาดนำไปเจาะรูใส่



รูป ๕.๕๔ ลายพิมพ์ของวงจรถับแบบ แบบให้อัตราเดิน เมื่อต้องการ

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ประมาณ ๖๔ ตัว ซึ่งประกอบด้วย ไอซี ๕ ตัว ความต้านทาน ๓๓ ตัว ตัวเก็บประจุ ๑๖ ตัว ไดโอด ๘ ตัว ทรานซิสเตอร์ ๒ ตัว ซีเนอร์ไดโอด ๒ ตัว คอยล์ ๒ ตัว และทรินสวิตช์ ๑ ตัว หลังจากนั้นทำการบัดกรีอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ดังกล่าว ทำการทดสอบระบบการทำงานของวงจรถับแบบบนแผ่นวงจรมพิมพ์อีกครั้ง จนแน่ใจว่าสามารถทำงานได้ดี เช่นเดียวกับที่ทดสอบบนแผ่นทดลอง ซึ่งหลังจากการทดสอบวงจรถับแบบ เรียบร้อยทำให้ทราบว่าวงจรถับแบบสามารถทำงานบนแผ่นวงจรมพิมพ์ได้ ในรูป ๕.๕๔ เป็นวงจรถับแบบที่ผ่านการทดสอบจนระบบการทำงานได้ ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถับแบบนี้ ศึกษากับ เครื่องที่ส่งมาจากจำหน่ายในประเทศไทย



รูป ๕.๕๔ วงจรต้นแบบที่ประกอบสมมุติบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว